



# รายงานการวิจัย

การออกแบบโพรบสำหรับทำลายเนื้อเยื่อด้วยความร้อน  
แบบไมโครเวฟเพื่อรักษาโรคมะเร็ง

Design of microwave ablation probes for cancer treatment

โดย

มนตรี ไชยชาญยุทธ์

กิตติพล ชิตสกุล

ผศ. พลศาสตร์ เดิศจรัสเสวี

อิทธิพล พจนัส

พิมล ผลพฤษยา

RCH  
TK  
๗๘๗๘.๖  
๗๕๒๘๗

ที่ปรึกษา

ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมัน

เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน.....  
วัน,เดือน,ปี.....

79682

10 ส.ย. 2551

ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยเงินงบประมาณแผ่นดินประจำปีงบประมาณ 2550

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

118๙๕๐๗๗  
b.....  
i.....

# การออกแบบโพรบสำหรับทำลายเนื้อเยื่อด้วยความร้อนแบบไมโครเวฟเพื่อรักษา โรคมะเร็ง

## บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้ได้กล่าวถึงการวิเคราะห์แบบ 3 มิติ ด้วยการนำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ มาใช้ในการแก้ปัญหา ซึ่งเราได้พิจารณาลักษณะต่างๆ ของสายอากาศแบบโมนโพลหลาย ๆ รูปแบบ เพื่อใช้ในการฆ่าเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อด้วยคลื่นไมโครเวฟ โดยศึกษาลักษณะการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กสนามไฟฟ้าที่ความถี่ 2.45 GHz ซึ่งได้ทำการทดลองด้วยแบบจำลองในคอมพิวเตอร์ รูปแบบของสายอากาศแบบโมนโพลที่เราพิจารณามีรูปแบบต่าง ๆ อันได้แก่ แบบปลายเปิด (*open tip*) แบบปลายเป็นฉนวน (*dielectric tip*) แบบปลายเป็นโลหะ (*metal tip*) ผลที่ได้จากการทดลองนั้น สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ มีการกระจายออกจากปลายอย่างต่อเนื่อง ส่วนสายอากาศแบบปลายเปิด มีการกระจายที่ปลายน้อยมาก และสายอากาศแบบปลายเป็นไดอิเล็กตริก จะไม่มีการกระจายของสนามแม่เหล็กที่ปลายเลย ในส่วนของสนามไฟฟ้าจะมีการกระจายตัวคล้าย ๆ กันสำหรับสายอากาศแบบปลายเปิด แบบปลายเป็นฉนวน และแบบปลายเป็นโลหะ จากการวิเคราะห์สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก เราได้นำค่าพารามิเตอร์ทั้งสองมาวิเคราะห์การกระจายความร้อน ซึ่งจากการจำลองจะเห็นว่า การกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิด แบบปลายเป็นฉนวน และแบบปลายเป็นโลหะ จะมีลักษณะการกระจายความร้อนที่คล้าย ๆ กัน โดยสายอากาศแบบปลายเปิด จะมีขนาดความร้อนที่แผ่กระจายกว้างที่สุด และมีค่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตบสูงสุด แต่สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะสามารถทำลายมะเร็งตบได้มากที่สุด สายอากาศแบบปลายเป็นไดอิเล็กตริกมีค่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตบต่ำที่สุด และทำลายมะเร็งตบได้น้อยที่สุด

## Design of microwave ablation probes for cancer treatment

### ABSTRACT

This research has presents three-dimensional finite element analyses of microwave ablation. We studied the characteristics of various monopole antennas for microwave ablation by analyzing the magnetic and electric field distributions at frequency of 2.45 GHz. Four configurations of monopole antennas were considered: open-tip, dielectric-tip and metal-tip. From the simulation results, the open-tip antenna had a small amount of magnetic field distribution at the tip, while the dielectric-tip antenna had virtually no magnetic field distribution at the tip. The metal-tip antenna had continuous magnetic field distribution extending from the tip. The electric field distribution of open-tip, dielectric-tip, and metal-tip monopole antennas were similar. From the analyses of electromagnetic are magnetic and electric field, we used their results to further analyze temperature distributions. From the simulation results, the open-tip, dielectric-tip and metal-tip monopole antennas had similar temperature distribution profiles but the open-tip monopole had the widest temperature distributions and induced the highest temperature in cancer tissue. For metal-tip antenna, the temperature had minimum in cancer tissue but the metal-tip monopole can be maximum ablation cancer tissue. The dielectric-tip antennas can minimum ablation cancer tissue. In addition, the temperature distribution in cancer tissue for dielectric-tip antenna was minimal.

## กิตติกรรมประกาศ

รายงานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ด้วยความช่วยเหลือ และการสนับสนุนจากบุคคลหลายๆ ท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบคุณทุกๆ ท่านดังต่อไปนี้

ขอขอบพระคุณคุณพ่อและคุณแม่ ผู้ซึ่งคอยให้การอบรมสั่งสอน เลี้ยงดู สนับสนุนการศึกษา ตลอดจนให้กำลังใจเสมอมา

ขอขอบพระคุณ ผศ. ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ซึ่งให้คำแนะนำต่างๆ รวมทั้งเอื้อเฟื้อเครื่องมือเครื่องใช้ในการทำวิจัย และติดตามเกี่ยวกับงานวิจัยตลอดมา ผู้เขียนรู้สึกซาบซึ้งในความเมตตาของท่านจึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ ผศ. พลศาสตร์ เดิศจระเสริฐ ผู้ให้คำปรึกษา และคำแนะนำต่าง ๆ เกี่ยวกับการทำงานวิจัย

ขอขอบคุณนางวรัญญา ปริมจรัส ที่ช่วยในการสนับสนุนค้นหาข้อมูลเกี่ยวกับงานวิจัยเรื่องมะเร็งในตับ งานวิจัยสามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี และคอยให้กำลังใจเสมอมา

นอกจากนี้ผู้เขียนใคร่ขอขอบพระคุณ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพร ที่ให้ความรู้ และโอกาสในการทำงาน

คุณค่า และประโยชน์อันพึงมีจากรายงานการวิจัยฉบับนี้ คณะผู้วิจัยขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

มนตรี ไชยชาตยุทธ

และคณะผู้วิจัย

30 กันยายน 2550

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	3
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	3
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
1.7 แผนการถ่ายทอดเทคโนโลยีหรือผลการวิจัยสู่กลุ่มเป้าหมาย.....	4
บทที่ 2 หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์.....	5
2.1 บทนำ.....	5
2.2 การวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กโทรแม็กเนติก.....	5
2.2.1 สมการแมกซ์เวลล์(Maxwell's Equations).....	5
2.2.2 สมการคลื่นสำหรับตัวกลางที่เป็นตัวนำ.....	6
2.2.3 สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา.....	7
2.2.4 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่ไม่มีสูญเสีย.....	9
2.2.5 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ.....	11
2.2.6 ตัวนำและไดอิเล็กตริก.....	13
2.2.7 การเดินทางของคลื่นในไดอิเล็กตริกที่ดี.....	14
2.2.8 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ.....	16
2.2.9 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเชื้อ.....	16

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.3 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ.....	17
2.3.1 สมการความร้อนในทางชีววิทยา( <i>The Bio-heat Equation</i> ).....	18
2.3.2 สมการการดูดซับความร้อน.....	19
บทที่ 3 หลักการ และวิธีการที่ใช้ในการทดลอง.....	20
3.1 บทนำ.....	20
3.2 หลักการวิเคราะห์.....	20
3.3 สายอากาศแบบ โมโนโพล.....	22
3.4 รูปแบบของแบบจำลอง.....	22
3.5 เส้นใยขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา.....	23
3.5.1 เส้นใยทางด้านอิเล็กโตรแม็กเนติก.....	23
3.5.2 เส้นใยการแก้ปัญหาทางด้านความร้อน.....	23
3.6 คุณสมบัติของวัสดุ.....	23
3.6.1 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กโตรแม็กเนติก.....	23
3.6.2 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน.....	24
3.7 การเมชเอลิเมนต์.....	24
3.7.1 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D- HF 119.....	25
3.7.2 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D-SOLID 87.....	25
3.8 วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	26
3.8.1 รูปแบบของสายอากาศแบบโมโนโพล.....	26
3.8.2 แบบจำลองของตับที่เป็นมะเร็ง.....	28
3.8.3 แบบจำลองของระบบที่ใช้สำหรับการวิจัย.....	29
3.8.4 การเมชแบบจำลอง.....	29
3.8.5 การคำนวณวิเคราะห์ปัญหา.....	30
3.8.6 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	31

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
บทที่ 4 ผลการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	32
4.1 บทนำ.....	32
4.2 ผลการทดลอง.....	32
4.2.1 การกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก.....	32
4.2.2 การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า.....	34
4.2.3 การกระจายตัวของอุณหภูมิ.....	36
4.2.3.1 อุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งคับของสายอากาศปลายเปิด.....	36
4.2.3.2 อุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งคับของสายอากาศปลายไดอิเล็กตริก....	39
4.2.3.3 อุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งคับของสายอากาศปลายโลหะ.....	42
4.3 ข้อคิดเห็นเพิ่มเติมของสายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ.....	46
4.4 การจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิ.....	47
4.5 วิเคราะห์ผลการทดลอง.....	49
บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	51
5.1 สรุปผลงานวิจัย.....	51
5.2 ข้อเสนอแนะเพื่องานวิจัยในอนาคต.....	52
เอกสารอ้างอิง.....	53

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ.....	21
3.2 แสดงคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์.....	24
3.3 คุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน.....	24
3.4 แสดงจำนวนโหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองสายอากาศแต่ละแบบ.....	30
4.1 แสดงปริมาตรของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบปลายเปิดทำลายมะเร็งระดับ.....	39
4.2 แสดงปริมาตรของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบปลายปิดไดอิเล็กตริกทำลายมะเร็งระดับ..	42
4.3 แสดงปริมาตรของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบปลายโลหะทำลายมะเร็งระดับ.....	45
4.4 แสดงปริมาตรของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบปลายเปิด ปลายไดอิเล็กตริก และปลายโลหะเมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที.....	45
4.5 แสดงปริมาตรของรอยแผล ที่เกิดจากสายอากาศแบบปลายโลหะ(MTM) เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที.....	47
4.6 แสดงปริมาตรของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM, DTM และMTM โดยการจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิ.....	49

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง.....	18
3.1 โฟวชาร์ตแสดงลำดับในการวิเคราะห์ปัญหา.....	20
3.2 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมโนโพล.....	21
3.3 แสดงลักษณะของแบบจำลองที่มีสายอากาศแบบโมโนโพล.....	22
3.4 แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์.....	25
(a) แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิจัย.....	25
(b) แสดงการเมชที่ใช้ในแบบจำลองของสายอากาศทั้ง 3 แบบ.....	25
3.5 แสดงบล็อกไดอะแกรมลำดับการวิเคราะห์ปัญหา.....	26
3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบโมโนโพล.....	27
3.7 แสดงลักษณะแบบจำลองของคัมที่เป็นมะเร็งและมีสายอากาศสอดใส่อยู่.....	28
3.8 แสดงลักษณะของแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย.....	29
3.9 บล็อกไดอะแกรมลำดับการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย.....	29
3.10 แสดงลักษณะการเมชแบบจำลอง.....	30
3.11 แสดงแผนภาพการคำนวณวิเคราะห์ปัญหา.....	31
4.1 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM.....	32
4.2 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM.....	33
4.3 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ MTM.....	33
4.4 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM.....	34
4.5 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM.....	35
4.6 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ MTM.....	35
4.7 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 50 วินาที.....	36
4.8 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 100 วินาที.....	37
4.9 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 200 วินาที.....	37
4.10 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที.....	38

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.11 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 วินาที .....	39
4.12 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 100 วินาที.....	40
4.13 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 200 วินาที.....	40
4.14 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที.....	41
4.15 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 วินาที.....	42
4.16 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 100 วินาที.....	43
4.17 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 200 วินาที.....	43
4.18 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที.....	44
4.19 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> ที่มีขนาดความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศ 1 มิลลิเมตร.....	46
5.20 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> ที่มีขนาดความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศ 4 มิลลิเมตร.....	46
4.21 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> โดยมีการควบคุมระดับอุณหภูมิ.....	48
4.22 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> โดยมีการควบคุมระดับอุณหภูมิ.....	48
4.23 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> โดยมีการควบคุมระดับอุณหภูมิ.....	49

# บทที่ 1

## บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎี หรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และ โครงสร้างของวิทยานิพนธ์

### 1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา

โรคมะเร็งส่งผลให้เกิดการตายของคนทั่วโลกมากกว่า 1 ล้านคนต่อปี โดยเฉพาะมะเร็งที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ การรักษา มะเร็งในเนื้อเยื่อตับมีหลายวิธีอย่างเช่น 1. *Alc. Ablation* เป็นการฉีดแอลกอฮอล์ ร่วมกับความร้อนเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะทำให้แอลกอฮอล์ร่วมกับเลือดเกิดเป็นลิ่มเลือด ส่งผลทำให้การแพทย์ไม่สามารถทราบตำแหน่งเซลล์มะเร็งที่แน่นอนขณะทำการรักษา 2. *Chemoemtherapy* เป็นเพียงการยับยั้งเซลล์มะเร็งเท่านั้นไม่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้ 3. *LITT (Laser – induced thermotherapy)* วิธีนี้แพทย์ต้องมีความเชี่ยวชาญเป็นอย่างยิ่ง และใช้ต้นทุนในการรักษาสูง 4. *Cryo Surgery* เป็นการใช้ความเย็นในการรักษา และต้องมีการผ่าตัดคร่อมด้วย ทำให้เกิดอัตราการติดเชื้อสูง 5. *RFA (Radio Frequency Ablation)* ปัจจุบันได้มีการพัฒนาโดยนำคลื่นวิทยุความถี่สูง(*Radio Frequency*) ซึ่งเป็นอีกวิธีหนึ่งใช้รักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตับโดยเรียกวิธีนี้ว่า *HiTT – Highfrequency induced thermotherapy*[1] ซึ่งเป็นการเหนี่ยวนำไฟฟ้ากระแสสลับ ทำให้เกิดคลื่นความถี่สูงถึง 375 kHz-500kHz และให้กำลังสูงสุด 60 watt โดยการรักษาจะกระทำผ่านทางผิวหนัง และใช้เข็มเป็นตัวเจาะเข้าไปยังเซลล์มะเร็ง ส่วนของปลายเข็ม (*active zone*) จะเกิดความร้อน[2] โดยจะมีน้ำเกลือเป็นตัวนำความร้อนจากปลายเข็มแผ่กระจายทำลายเซลล์ได้ดียิ่งขึ้น ส่วนพลังงานที่ใช้จะต้องขึ้นกับขนาดเซลล์มะเร็งและคุณสมบัติของแพทย์ผู้ทำการรักษา จะรักษามะเร็งได้ในระยะที่ 1 จนถึงระยะที่ 3 ซึ่งถือได้ว่าเป็นระยะที่ค่อนข้างรุนแรงแล้ว การกระทำได้กล่าวจะต้องทำภายใต้เครื่องอัลตราซาวด์เพื่อจะดูตำแหน่งของเซลล์มะเร็งตลอดทำการรักษา การใช้คลื่นความถี่วิทยุถึงแม้ดูเหมือนจะประสบความสำเร็จในการรักษาโรคมะเร็งในเนื้อเยื่อตับ แต่ก็มีข้อจำกัดในด้านของขนาดเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลาย นั่นคือ ก้อนมะเร็งที่มีขนาดใหญ่จะไม่สามารถรักษาด้วยวิธีนี้ได้ เนื่องจากเมื่อเนื้อเยื่อตับมีอุณหภูมิสูงกว่า 90 °C จะส่งผลให้เนื้อเยื่อตับมีความต้านทานสูงมาก ๆ จนสนามไฟฟ้าไม่สามารถแพร่ออกไปในเนื้อเยื่อตับได้อีก ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายจึงมีขนาดค่อนข้างเล็ก นอกจากนี้เมื่อก้อนมะเร็งมีลักษณะที่ต่างไปอย่างเช่น ในผู้ป่วยบางรายจะตรวจพบก้อนมะเร็งที่มีลักษณะก้อนยาว บางรายก้อนมะเร็งอาจมีลักษณะค่อนข้างกลม การรักษาด้วยการใช้คลื่นความถี่วิทยุยังไม่สามารถกำหนดรูปแบบการกระจายความร้อนในก้อนมะเร็งที่จะทำลายได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. *Microwave* เป็นการแผ่รังสีความร้อน ในปัจจุบันยังไม่เป็นที่พอใจเท่าไรนักเพราะการทำลายเซลล์มะเร็งไม่สมบูรณ์เท่าที่ควร การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟนั้นทำได้โดยการส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่เสียบอยู่ในเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ซึ่งเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ดังนั้นเมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงานซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอย่างรวดเร็ว เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูง  $50\text{ }^{\circ}\text{C}$  ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป[3]

สำหรับในประเทศไทย การใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษาโรคมะเร็งตัวยังไม่มีการใช้จริง ยังเป็นลักษณะงานวิจัยมากกว่า การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟในต่างประเทศ ส่วนใหญ่จะเป็นการวิจัยในลักษณะทดลองกับเนื้อเยื่อจริง แล้วทำการวัดการดูดซับความร้อนในเนื้อเยื่อ ซึ่งผลการทดลองที่ได้ จะไม่สามารถมองเห็นลักษณะคุณสมบัติบางประการ ที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อระดับตลอดการทดลอง แต่จะเห็นลักษณะของขอบเขตที่ถูกทำลายแล้วหลังการทดลอง ซึ่งลักษณะบางประการที่ไม่สามารถมองเห็นได้ เช่น คุณสมบัติการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า รูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ ลักษณะของการเกิดรอยแผล อุณหภูมิที่จุดต่างๆในเนื้อเยื่อ ซึ่งคุณสมบัติที่สำคัญต่างๆ นี้ สามารถที่จะเห็นได้จากการใช้แบบจำลองในคอมพิวเตอร์

ดังนั้นในงานวิจัยนี้คณะผู้วิจัย จึงได้นำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ ในการศึกษารูปแบบการกระจายความร้อน ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแต่ละแบบ เข้าไปทำลายเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง

## 1.2 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา

โครงการวิจัยนี้เป็นการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีคอมพิวเตอร์มาช่วยในการวิเคราะห์ และศึกษาผลการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยมีวัตถุประสงค์คือ

- 1.2.1 เพื่อสนับสนุนให้มีการนำเทคโนโลยีมาใช้ในการศึกษาทางการแพทย์ เพื่อทำการรักษาโรคมะเร็ง โดยทำการวิเคราะห์ในคอมพิวเตอร์ก่อนที่จะทำการทดลองจริง
- 1.2.2 เพื่อเพิ่มศักยภาพในการวิจัยทางวิทยาศาสตร์การแพทย์
- 1.2.3 เพื่อส่งเสริมให้สาธารณชนสุขภาพในประเทศไทยมีการพัฒนาขึ้น
- 1.2.4 เพื่อเผยแพร่ผลงานวิจัย เชิงประยุกต์โดยแนวทางใหม่
- 1.2.5 กระตุ้นให้เกิดการวิจัยในเชิงวิทยาศาสตร์การแพทย์ และเผยแพร่ต่อสาธารณะ



ที่เป็นมะเร็ง เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแบบปลายเปิด (*open tip*) แบบปลายเป็นฉนวน (*dielectric tip*) แบบปลายเป็นโลหะ (*metal tip*)

## 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

### 1.6.1 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- นำผลที่ได้จากการวิเคราะห์ไปใช้ในการออกแบบเครื่องมือที่ใช้งานจริง
- เพิ่มศักยภาพในการวิจัยสำหรับนักวิจัยรุ่นใหม่ ศึกษาระดับปริญญาตรีและโท ของ ภาควิชา อิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- เผยแพร่ผลงานวิจัยในระดับนานาชาติ
- เป็นข้อมูลสนับสนุนให้หน่วยงานอื่นๆ และผู้สนใจได้นำไปใช้ประโยชน์ เพื่อการพัฒนาประเทศ
- สนับสนุนให้มีการวิจัยทางด้านวิทยาศาสตร์การแพทย์

### 1.6.2 หน่วยงานที่นำผลการวิจัยไปใช้ประโยชน์

- หน่วยงานที่คาดว่าจะสามารถนำผลการวิจัยไปใช้ประโยชน์ได้คือหน่วยงานที่เกี่ยวข้องกับ สถาบันทางการแพทย์ เช่น สถาบันวิจัยโรคมะเร็งแห่งชาติ โรงพยาบาลของรัฐ ตลอดจนโรงพยาบาลเอกชนที่สนใจ

## 1.7 แผนการถ่ายทอดเทคโนโลยีหรือผลการวิจัยสู่กลุ่มเป้าหมาย

เมื่อเสร็จสิ้นการทดลองในห้องปฏิบัติการแล้ว จะนำผลการทดลองที่ได้นำเสนอในการประชุมวิชาการ และนิทรรศการทางวิชาการต่างๆ

## บทที่ 2

# หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์

### 2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา โดยกล่าวถึงสมการแมกซ์เวลล์ การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่มีสภาพความนำไฟฟ้า พื้นฐานการกระจายความร้อน ในเนื้อเยื่อ การหาค่าการดูดซับความร้อน และสมการความร้อนทางชีววิทยา (*Bio-heat Equation*)

### 2.2 การวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กโทรแมกเนติก[4]

สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปทั่วไปแล้วจะเป็นคลื่นซึ่งเป็นสัญญาณที่มีฮาร์โมนิก (*Time-Harmonic Field*) หรืออีกนัยหนึ่งคือ เป็นสัญญาณที่มีคาบการแกว่งที่แน่นอน ซึ่งโดยทั่วไปแล้วมักจะแทนด้วยผลรวมของสัญญาณรูปไซน์ที่สามารถใช้ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ เขียนได้ทั้งฟังก์ชันโคไซน์ ฟังก์ชันไซน์ หรือฟังก์ชันเอ็กโปเนนเชียลเชิงซ้อน ถ้าพิจารณาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณโคไซน์ก็จะได้  $\frac{\partial E}{\partial t} = j\omega E$  ในกรณีที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณรูปไซน์นั้น สามารถวิเคราะห์ผลของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีต่อตัวกลางได้ง่ายโดยพิจารณาการตอบสนองของช่วงเวลา ที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณชาน์คงตัว (*Steady state*) ซึ่งสามารถอนุมานอัตราการเปลี่ยนแปลงกับเวลา  $\frac{\partial}{\partial t}$  คือ การเฉลี่ยด้วยค่า  $j\omega$  ทำให้ได้สมการแมกซ์เวลล์ตามหัวข้อที่ 2.2.1 ซึ่งเป็นการเขียนในลักษณะเฟสเซอร์

#### 2.2.1 สมการแมกซ์เวลล์ (*Maxwell's Equations*)

$$\nabla \times E = -j\omega\mu H \quad (2.2.1.1)$$

$$\nabla \times H = j\omega\epsilon E + \sigma E \quad (2.2.1.2)$$

$$\nabla \cdot D = \rho \quad (2.2.1.3)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (2.2.1.4)$$

$$D = \epsilon E \quad (2.2.1.5)$$

$$B = \mu H \quad (2.2.1.6)$$

เมื่อ

$E$  = ความเข้มของสนามไฟฟ้า

$H$  = ความเข้มของสนามแม่เหล็ก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์และสงวนสิทธิ์ในชื่อการค้าของสถาบันฯ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$D$  = ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า

$B$  = ความหนาแน่นของฟลักซ์แม่เหล็ก

$\mathcal{E}$  = ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า

$\mu$  = ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก

$\rho$  = ความหนาแน่นของประจุเชิงปริมาตร

## 2.2.2 สมการคลื่นสำหรับตัวกลางที่เป็นตัวนำ

เมื่อพิจารณาตัวกลางที่เป็นตัวนำ ในตัวกลางนี้ค่าสภาพนำไฟฟ้าจะไม่เป็นศูนย์ และมีกระแสการนำเกิดขึ้นซึ่งจากสมการของแมกซ์เวลล์

$$\nabla \times E = -\mu \frac{\partial H}{\partial t} \quad (2.2.2.1)$$

$$\nabla \times H = \mu \frac{\partial E}{\partial t} + J \quad (2.2.2.2)$$

ถ้า  $\sigma$  เป็นสภาพการนำของตัวกลาง จากกฎของโอห์ม จะให้ความหนาแน่นกระแสการนำมีค่าดังสมการที่ 2.2.2.3

$$J = \sigma E \quad (2.2.2.3)$$

ดังนั้น จากสมการ (2.2.2.1) และ (2.2.2.2) จะได้

$$\nabla \times H = \epsilon \frac{\partial E}{\partial t} + \sigma E \quad (2.2.2.4)$$

หาดีริเวทีฟของสมการ (2.2.2.1) จะได้

$$\nabla \times \nabla \times E = \mu \nabla \times \frac{\partial H}{\partial t} = -\mu \frac{\partial}{\partial t} \nabla \times H$$

แทนค่า  $\nabla \times H$  จากสมการ (3.32) จะได้

$$\nabla \times \nabla \times E = -\mu \epsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} - \mu \sigma \frac{\partial E}{\partial t}$$

แต่

$$\nabla \times \nabla \times E = \nabla(\nabla \cdot E) - \nabla^2 E$$

ดังนั้น

$$\nabla(\nabla \cdot E) - \nabla^2 E = -\mu \epsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} - \mu \sigma \frac{\partial E}{\partial t}$$

$$\nabla^2 E - \mu \epsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} - \mu \sigma \frac{\partial E}{\partial t} = \nabla(\nabla \cdot E) \quad (2.2.2.5)$$

สำหรับตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน  $\epsilon$  มีค่าคงที่

$$\nabla \cdot E = \frac{1}{\epsilon} \nabla \cdot D$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แต่  $\nabla \cdot D = \rho$  เนื่องจากประจุสุทธิของตัวนำอยู่ที่ผิว ภายในตัวนำไม่มีประจุ  $\rho$  จึงเท่ากับ ศูนย์ ดังนั้น

$$\nabla \cdot E = \frac{1}{\epsilon} \nabla \cdot D = \frac{1}{\epsilon} \rho = 0$$

จากสมการ (2.2.2.5) จะได้

$$\nabla^2 E - \mu\epsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} - \mu\sigma \frac{\partial E}{\partial t} = 0 \quad (2.2.2.6)$$

สมการ (2.2.2.6) คือ สมการคลื่นสำหรับ  $E$  ในทำนองเดียวกัน สามารถหาสมการคลื่นสำหรับ  $H$  ได้ โดยหาเคิร์ลของสมการ (2.2.2.4) จะได้

$$\nabla \times \nabla \times H = \epsilon \times \frac{\partial}{\partial t} \nabla \times E + \sigma \nabla \times E$$

แทนค่า

$$\nabla \times \nabla \times H = \nabla(\nabla \cdot H) - \nabla^2 H$$

และ

$$\nabla \times E = -\mu \frac{\partial H}{\partial t}$$

จะได้

$$\nabla(\nabla \cdot H) - \nabla^2 H = -\mu\epsilon \times \frac{\partial^2 H}{\partial t^2} - \mu\sigma \frac{\partial H}{\partial t}$$

แต่

$$\nabla \cdot H = \frac{1}{\mu} \nabla \cdot B = 0$$

ดังนั้น

$$\nabla^2 H - \mu\epsilon \frac{\partial^2 H}{\partial t^2} - \mu\sigma \frac{\partial H}{\partial t} = 0 \quad (2.2.2.7)$$

สมการ (2.2.2.7) คือ สมการคลื่นสำหรับ  $H$

### 2.2.3 สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

ในการปฏิบัติแหล่งกำเนิดส่วนมากจะให้ความต่างศักย์และกระแสไฟฟ้ารวมทั้ง สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้น โค้งรูปไซน์ ตัวอย่างเช่น

$$E = E_0 \cos \omega t = E_0 \cos 2\pi ft$$

$$\text{หรือ } E = E_0 \sin \omega t = E_0 \sin 2\pi ft \quad (2.2.3.1)$$

เมื่อเป็นความถี่ของการแปรเปลี่ยน จากสมการ (2.2.3.1) แสดงว่ามีแฟกเตอร์ (*factor*) ของเวลา ที่เป็นเส้น โค้งรูปไซน์ปรากฏในทุกพจน์ในสมการใด ๆ

เมื่อกำหนดให้  $E(r, t)$  เป็นสนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

$$E(r) \text{ เป็นสนามไฟฟ้าที่จุด ๆ หนึ่ง ในปริภูมิ (space)}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะได้สนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลามีรูปแบบดังนี้

$$E(r,t) = \text{Re}[E(r)e^{j\omega t}] \quad (2.2.3.2)$$

เมื่อ  $E(r)$  เป็นจำนวนเชิงซ้อน (*complex number*) ในทำนองเดียวกัน จะได้การขจัดไฟฟ้า ความเข้มของสนามแม่เหล็ก และสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาดังนี้

$$D(r,t) = \text{Re}[D(r)e^{j\omega t}] \quad (2.2.3.3)$$

$$H(r,t) = \text{Re}[H(r)e^{j\omega t}] \quad (2.2.3.4)$$

$$B(r,t) = \text{Re}[B(r)e^{j\omega t}] \quad (2.2.3.5)$$

เมื่อ  $D(r), H(r), B(r)$  และ เป็นจำนวนเชิงซ้อน

พิจารณาจากสมการของแมกซ์เวลล์เคิร์ลของสนามแม่เหล็ก เมื่อมีการแปรเปลี่ยนตามเวลา

$$\nabla \times H = \frac{\partial D}{\partial t} + J \quad (2.2.3.6)$$

แทนค่า  $D(r,t)$  และ  $H(r,t)$  จากสมการ (2.2.3.3) และ (2.2.3.4) ในสมการ (2.2.3.6) จะได้

$$\begin{aligned} \nabla \times [\text{Re} H(r)e^{j\omega t}] &= \frac{\partial}{\partial t} [\text{Re} D(r)e^{j\omega t}] + \text{Re} [J(r)e^{j\omega t}] \\ \text{Re} [\nabla \times H(r)] &= \text{Re} [j\omega D(r) + J(r)] \end{aligned}$$

ถ้าความสัมพันธ์นี้เป็นจริงทุกค่าของ  $t$  จะได้

$$\nabla \times H = j\omega D + J \quad (2.2.3.7)$$

ในทำนองเดียวกัน จากสมการของแมกซ์เวลล์เคิร์ลของสนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลาจะได้

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (2.2.3.8)$$

แทนค่า  $E(r,t)$  และ  $B(r,t)$  จากสมการ (2.2.3.2) และ (2.2.3.5) ในสมการ (2.2.3.8) จะได้

$$\nabla \times [\text{Re} E(r)e^{j\omega t}] = -\frac{\partial}{\partial t} [\text{Re} B(r)e^{j\omega t}]$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{aligned}\operatorname{Re}[\nabla \times E(r)] &= -\operatorname{Re}[j\omega B(r)] \\ \nabla \times E &= -j\omega B\end{aligned}\quad (2.2.3.9)$$

ดังนั้น สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปซายน์ จึงมีรูปแบบดังสมการทั้งสี่(2.2.3.10)ข้างล่างโดยจัดในรูปแบบอนุพันธ์

$$\begin{aligned}\nabla \cdot D &= \rho \\ \nabla \cdot B &= 0 \\ \nabla \times E &= -j\omega B \\ \nabla \times H &= j\omega D + J\end{aligned}\quad (2.2.3.10)$$

## 2.2.4 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสีย

สำหรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปซายน์ สมการคลื่นสำหรับสนามไฟฟ้าในตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสียพลังงานมีรูปดังนี้

$$\begin{aligned}\nabla^2 E &= \mu\epsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} \\ \text{แทนค่า } E(r,t) = \operatorname{Re} E(r)e^{j\omega t} \text{ จะได้} \\ \nabla^2 [\operatorname{Re} E(r)e^{j\omega t}] &= \mu\epsilon \frac{\partial^2}{\partial t^2} [\operatorname{Re} E(r)e^{j\omega t}] \\ \operatorname{Re} \nabla^2 E(r) &= \mu\epsilon \operatorname{Re}(j\omega)^2 E(r) \\ \nabla^2 E &= -\omega^2 \mu\epsilon E\end{aligned}\quad (2.2.4.1)$$

เรียกสมการ (2.2.4.1) ว่า สมการของเฮล์มโฮลทซ์ ดังนั้นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ ถ้าสนามไฟฟ้าแปรเปลี่ยนตามเวลา สมการคลื่น (2.2.2.6) สามารถเขียนได้ดังนี้

$$\begin{aligned}\nabla^2 E + \omega^2 \mu\epsilon E - j\omega\mu\sigma E &= 0 \\ \nabla^2 E + (\omega^2 \mu\epsilon - j\omega\mu\sigma) E &= 0\end{aligned}\quad (2.2.4.2)$$

$$\text{เมื่อ } \frac{\partial E}{\partial t} = j\omega E \quad \text{และ} \quad \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} = -\omega^2 E$$

ในทำนองเดียวกัน สมการคลื่นสำหรับสนามแม่เหล็ก  $H$  (2.2.2.7) สามารถเขียนได้ในรูปแบบเดียวกัน ดังนี้

$$\nabla^2 H + (\omega^2 \mu\epsilon - j\omega\mu\sigma) H = 0\quad (2.2.4.3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{เมื่อ } \frac{\partial E}{\partial t} = j\omega E \text{ และ } \frac{\partial^2 H}{\partial t^2} = -\omega^2 H$$

สำหรับคลื่นระนาบสม่ำเสมอที่ไม่แปรเปลี่ยนตาม  $x$  และ  $y$  สมการคลื่น มีรูปแบบดังนี้

$$\frac{\partial^2 E}{\partial x^2} = -\omega^2 \mu \epsilon E$$

$$\text{หรือ } \frac{\partial^2 E}{\partial x^2} = -\beta^2 E \quad (2.2.4.4)$$

$$\text{เมื่อ } \beta = \omega \sqrt{\mu \epsilon}$$

พิจารณาองค์ประกอบ  $E_x(z)$  ผลเฉลยของสมการ (2.2.4.4) อาจเขียนอยู่ในรูปแบบ ดังนี้

$$E_x(z) = C_1 e^{-j\beta z} + C_2 e^{j\beta z} \quad (2.2.4.5)$$

เมื่อ  $C_1$  และ  $C_2$  เป็นค่าคงตัวเชิงซ้อน (Complex constant) สนามที่แปรเปลี่ยนตามเวลาคือ

$$E_x(z, t) = \text{Re}[E_x(z) e^{j\omega t}]$$

แทนค่า  $E_x(z)$  จากสมการ (2.2.4.5) จะได้

$$E_x(z, t) = \text{Re}[C_1 e^{j(\omega t - \beta z)} + C_2 e^{j(\omega t + \beta z)}] \quad (2.2.4.6)$$

ถ้าใช้ส่วนจริง (real part) ในสมการ (2.2.4.6) ผลเฉลยจะอยู่ในรูปแบบเส้นโค้งรูปไซน์ ตัวอย่างเช่นเมื่อ  $C_1$  และ  $C_2$  เป็นค่าจริง สมการ (2.2.4.6) จะกลายเป็น

$$E_x(z, t) = C_1 \cos(\omega t - \beta z) + C_2 \cos(\omega t + \beta z) \quad (2.2.4.7)$$

จะเห็นว่าตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกันและไม่มีการสูญเสียพลังงาน ถ้าสมมติว่าการแปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ จะทำให้การแปรเปลี่ยนของปริภูมิ หรือพิคเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ด้วย

สมการ (2.2.4.6) และ (2.2.4.7) แทนสนามไฟฟ้าที่เป็นผลบวกของคลื่น 2 ขบวนที่เคลื่อนที่ทิศตรงข้าม ถ้า  $C_1 = C_2$  คลื่นเดินทาง (traveling wave) ทั้ง 2 ขบวนจะรวมกันเป็นคลื่นนิ่ง (standing wave) โดยความเร็วของคลื่นหรือความเร็วเฟส (phase velocity) มีค่าดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$v = \frac{1}{\sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{\omega}{\beta}$$

ถ้า  $f$  เป็นความถี่ของคลื่น

$\lambda$  เป็นความยาวของคลื่น

จะได้

$$v = f\lambda = \frac{\omega}{\beta}$$

แต่

$$\omega = 2\pi f$$

ดังนั้น

$$v = f\lambda = \frac{2\pi f}{\beta}$$

$$\beta = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (2.2.4.8)$$

เรียก  $\beta$  ว่า ค่าคงที่ทางเฟส (*Phase constant*) ของคลื่น

### 2.2.5 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ

สำหรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ สามารถหาผลเฉลยของสมการคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำได้ สมการคลื่น (2.2.4.2) สามารถเขียนในรูปแบบสมการของเฮล์มโฮลทซ์ ได้ดังนี้

$$\nabla^2 E - \gamma^2 E = 0 \quad (2.2.5.1)$$

$$\text{เมื่อ} \quad \gamma^2 = j\omega\mu\sigma - \omega^2\mu\epsilon = j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon) \quad (2.2.5.2)$$

เรียก  $\gamma$  ว่า ค่าคงตัวของการแผ่ (*Propagation constant*) โดย  $\gamma$  เป็นจำนวนเชิงซ้อน ซึ่งมีส่วนจริง (*Real*) คือ  $\alpha$  โดยมีหน่วยเป็น Neper/m และส่วนจินตภาพ (*imaginary part*) มีหน่วยเป็น radian/m คือ  $\beta$

$$\gamma = \alpha + j\beta$$

$$\text{เมื่อ} \quad \alpha = \text{Re}\sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)}$$

$$\text{และ} \quad \beta = \text{Im}\sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)}$$

เรียก  $\alpha$  ว่า ค่าคงที่ของการลดทอน (*Attenuation constant*) ตามความเป็นจริงแล้ว รากที่สองของ  $\gamma^2$  มี 2 ค่า คือ ค่าที่เป็นบวกและค่าที่เป็นลบ แต่เพื่อความสะดวกจะต้องใช้ค่าที่เป็นบวก เมื่อพิจารณาคลื่นระนาบสม่ำเสมอที่เคลื่อนที่ในทิศ  $z$  สนามไฟฟ้าต้องสอดคล้องกับเงื่อนไขดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\frac{\partial^2 E}{\partial x^2} = \gamma^2 E \quad (2.2.5.3)$$

ผลเฉลยที่เป็นไปได้คือ

$$E(z) = E_0 e^{-\gamma z} \quad (2.2.5.4)$$

ในรูปแบบการแปรเปลี่ยนตามเวลา จะได้

$$E(z,t) = \text{Re}[E_0 e^{-\gamma z} e^{j\omega t}]$$

แทนค่า  $\gamma = \alpha + j\beta$  จะได้

$$E(z,t) = e^{-\alpha z} \text{Re}[E_0 e^{j(\omega t - \beta z)}] \quad (2.2.5.5)$$

สมการ (2.2.5.5) คือ ผลเฉลยของสมการของคลื่นที่ในทิศ  $z$  และมีสนามไฟฟ้าลดลงโดยแฟกเตอร์  $e^{-\alpha z}$  ตามระยะทางที่เพิ่มขึ้น เช่นเดียวกับกรณีของตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสียพลังงาน ค่าคงตัวของคลื่นเฟส และความเร็วเฟสของคลื่นมีค่าดังนี้

$$\beta = \frac{2\pi}{\lambda} \quad \text{และ} \quad v = f\lambda = \frac{\omega}{\beta}$$

นอกจากนี้ยังสามารถเขียน  $\alpha$  และ  $\beta$  เป็นพจน์ของ  $\sigma, \mu$  และ  $\epsilon$  ดังนี้

$$\alpha = \text{Re}\sqrt{(j\omega\mu)(\sigma + j\omega\epsilon)}$$

$$\alpha = \omega \sqrt{\frac{\mu\epsilon}{2} \left( \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2\epsilon^2}} - 1 \right)} \quad (2.2.5.6)$$

$$\beta = \text{Im}\sqrt{(j\omega\mu)(\sigma + j\omega\epsilon)}$$

$$\beta = \epsilon \sqrt{\frac{\mu\epsilon}{2} \left( \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2\epsilon^2}} + 1 \right)} \quad (2.2.5.7)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.6 ตัวนำและไดอิเล็กตริก

ในทางแม่เหล็กไฟฟ้า วัสดุถูกแบ่งออกเป็น 2 พวก คือ ตัวนำ และ ไดอิเล็กตริก หรือ ฉนวน (Insulator) เส้นแบ่งระหว่าง 2 พวกนี้ไม่ชัดเจน ตัวอย่างเช่น โลหะ ในช่วงของความถี่วิทยุจัดเป็นตัวนำ แต่ช่วงอื่นจัดเป็น ไดอิเล็กตริก พิจารณาสมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

$$\nabla \times H = J + j\omega D$$

แทนค่า  $J = \sigma E$  และ  $D = \epsilon E$  จะได้

$$\nabla \times H = \sigma E + j\omega \epsilon E$$

พจน์แรกทางขวาของสมการคือ ความหนาแน่นกระแสการนำไฟฟ้า (Conduction current density) และพจน์ที่สองคือ ความหนาแน่นกระแสการจัด (displacement current density) อัตราส่วน

$$\frac{J}{\omega D} = \frac{\sigma}{\omega \epsilon}$$

การจัดในตัวกลาง เรียกอัตราส่วนนี้ว่า แฟกเตอร์การกระจาย (dissipation factor) ดังนั้น  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} =$

1 คือ เส้นแบ่งระหว่างตัวนำและไดอิเล็กตริก สำหรับตัวนำ  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} > 1$  ส่วนไดอิเล็กตริก

$$\frac{\sigma}{\omega \epsilon} < 1$$

สำหรับตัวนำที่ดี เช่น โลหะ ในช่วงสเปกตรัมความถี่วิทยุ  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} \gg 1$  จากสมการ

(2.2.5.6) และ (2.2.5.7) จะได้

$$\alpha = \beta = \omega \sqrt{\frac{\mu \sigma}{2\omega}} = \sqrt{\frac{\omega \mu \sigma}{2}}$$

ตัวอย่างเช่น ถ้าพิจารณาทองแดง ที่มีค่าความถี่สูงถึง 30,000 เมกกะเฮิร์ตซ์  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon}$  มีค่าประมาณ

$$3.5 \times 10^8$$

สำหรับไดอิเล็กตริกหรือฉนวนที่ดี ในช่วงความถี่วิทยุ  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} \ll 1$  ตัวอย่างเช่น ไมกา

ในช่วงความถี่วิทยุที่คนได้ยิน  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon}$  อยู่ในระดับ 0.0002

สำหรับตัวนำที่ดี  $\sigma$  และ  $\epsilon$  เกือบจะไม่ขึ้นกับความถี่ แต่สำหรับไดอิเล็กตริก  $\sigma$  และ  $\epsilon$  เป็นฟังก์ชันของความถี่ แต่อัตราส่วน  $\sigma/\omega \epsilon$  เป็นค่าคงที่ในช่วงความถี่ที่พิจารณา ด้วยเหตุผลนี้สมบัติของไดอิเล็กตริกถูกกำหนดด้วยพจน์ของค่าคงตัวไดอิเล็กตริก  $\sigma$  และอัตราส่วน  $\sigma/\omega \epsilon$

### 2.2.7 การเดินทางของคลื่นในไดอิเล็กตริกที่ดี

กรณีของไดอิเล็กตริกที่ดี  $\sigma/\omega\varepsilon \ll 1$  ดังนั้นจากการใช้ทฤษฎีทวินาม (binomial theorem)

$$\sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \varepsilon^2}} \approx 1 + \frac{\sigma^2}{2\omega^2 \varepsilon^2}$$

ซึ่งมีเพียงสองพจน์แรกของการขยายทวินามเท่านั้น จากสมการ (2.2.5.6) จะได้  $\alpha$  มีค่าดังนี้

$$\alpha \approx \omega \sqrt{\frac{\mu\varepsilon}{2} \left[ \left( 1 + \frac{\sigma^2}{2\omega^2 \varepsilon^2} \right) - 1 \right]}$$

$$\alpha \approx \frac{\sigma}{2} \sqrt{\frac{\mu}{\varepsilon}} \quad (2.2.7.1)$$

ในทำนองเดียวกัน จากการใช้ทฤษฎีทวินาม พจน์สำหรับ  $\beta$  จากสมการ (2.2.5.7) มีค่าดังนี้

$$\beta \approx \omega \sqrt{\frac{\mu\varepsilon}{2} \left[ \left( 1 + \frac{\sigma^2}{2\omega^2 \varepsilon^2} \right) + 1 \right]}$$

$$\beta \approx \omega \sqrt{\mu\varepsilon} \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{4\omega^2 \varepsilon^2}}$$

จากการใช้ทฤษฎีทวินามอีกครั้งจะได้

$$\beta \approx \omega \sqrt{\mu\varepsilon} \left[ 1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right] \quad (2.2.7.8)$$

$\omega\sqrt{\mu\varepsilon}$  คือ แฟกเตอร์การเลื่อนเฟส (Phase factor) สำหรับไดอิเล็กตริกสมบูรณ์ (perfect dielectric) ถ้า  $v$  เป็นความเร็วคลื่นในไดอิเล็กตริก  $v$  มีค่าดังนี้

$$v = \frac{\omega}{\beta} = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon} \left[ 1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right]} = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon} \left[ 1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right]}^{-1}$$

$$v \approx v_0 \left[ 1 - \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right] \quad (2.2.7.9)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ  $v_0 = 1/\sqrt{\mu\epsilon}$  เป็นความเร็วของคลื่นในไดอิเล็กตริกเมื่อสภาพนำไฟฟ้าเป็นศูนย์ ผลของการสูญเสียพลังงานเพียงเล็กน้อย ทำให้ความเร็วของการแผ่คลื่นลดลง

สำหรับความต้านทานเชิงซ้อนในตัว หรือความต้านทานเชิงซ้อนเฉพาะ  $Z$  ของตัวกลางที่เป็นตัวนำบางส่วน ซึ่งมีค่าสภาพนำคงที่ และสนามแปรเปลี่ยนตามเวลา นิพจน์ทั่วไปของ  $Z$  มีค่าดังนี้

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\epsilon}}$$

$$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon} \frac{j\omega}{\frac{\sigma}{\epsilon} + j\omega}}$$

$$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon} \frac{1}{1 + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon}}} \quad (2.2.7.10)$$

จะเห็นได้ว่าในตัวนำที่ดี (*Good conductor*)  $\sigma$  มีค่ามากกว่า ทั้ง  $\alpha, \beta$  และ  $\gamma$  มีค่ามากด้วย แสดงว่า คลื่นจะลดลงมากเมื่อเคลื่อนที่ผ่านตัวนำ และการเลื่อนเฟสต่อหนึ่งหน่วยความยาวมีค่ามาก ความเร็วของคลื่นซึ่งเป็นปฏิภาคผกผันกับ  $\beta$  จะมีค่าน้อยในตัวนำที่ดี ส่วนความต้านทานเชิงซ้อนเฉพาะมีค่าน้อย มุมของความต้านทานเชิงซ้อนมีค่า  $45^\circ$  เสมอสำหรับตัวนำที่ดี

$$Z = \sqrt{\frac{\omega\mu}{\sigma}} \angle 45^\circ = \sqrt{\frac{\omega\mu}{\sigma}} e^{j\pi/4} \quad (2.2.7.11)$$

สำหรับฉนวนสมบูรณ์  $\sigma = 0$  จากสมการ (2.2.7.10) จะได้

$$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \quad (2.2.7.12)$$

สำหรับสุญญากาศ

$$Z = Z_0$$

$$Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} = 120 \pi \quad (2.2.7.13)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.8 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ

สารกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ คือ สารไดอิเล็กตริกที่มีสภาพการนำไฟฟ้าสูงพอประมาณ โดยมีค่า  $\sigma$  อยู่ระหว่าง  $0.01 \approx 100$  เท่าของ  $\omega\epsilon$  ค่าคงที่ของการเคลื่อนที่  $\gamma$  ( $\alpha$  กับ  $\beta$ ) และค่าอิมพีแดนซ์ของสาร  $Z$  จะได้ค่าสุดท้ายเป็นจำนวนเชิงซ้อนค่าหนึ่งซึ่งสามารถจะนำมาหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน  $\alpha$  ค่าคงที่ทางเฟส  $\beta$  ตามลำดับดังนี้

$$\alpha = \operatorname{Re}\sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)} \quad (2.2.8.1)$$

$$\beta = \operatorname{Im}\sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)} \quad (2.2.8.2)$$

และอิมพีแดนซ์ของเนื้อสาร  $Z$

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\epsilon}} \quad (2.2.8.3)$$

### 2.2.9 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อ

เนื้อเยื่อจัดเป็นตัวกลางที่มีค่าคงที่ประจำตัวกลาง เป็นตัวกลางชนิดกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำจากสมการของเฮล์มโฮลทซ์ (Helmholtz) ในปริศนเปชความสัมพันธ์ของสนามไฟฟ้าจะได้ดังสมการที่ 2.2.9.1

$$\nabla^2 E + \omega^2 \mu\epsilon E = 0 \quad (2.2.9.1)$$

ในกรณีที่ตัวกลางมีสภาพความนำไฟฟ้าจำกัดที่ค่าค่าหนึ่ง เช่น คลื่นเดินทางผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อจะได้ความสัมพันธ์ของสนามไฟฟ้าดังสมการที่ 2.2.9.2

$$\nabla^2 E + \omega^2 \mu\epsilon \left(1 + j \frac{\sigma}{\omega\epsilon}\right) E = 0 \quad (2.2.9.2)$$

และสามารถหาสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อให้คลื่นเดินทางในทิศทาง +z

$$E = E_0 e^{-j\gamma z} \quad (2.2.9.3)$$

เมื่อกำหนดให้  $\gamma$  มีค่าดังสมการที่ 2.2.9.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\gamma = \alpha + j\beta = \sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)} = j\omega\sqrt{\mu\epsilon} \sqrt{1 - j\frac{\sigma}{\omega\epsilon}} \quad (2.2.9.4)$$

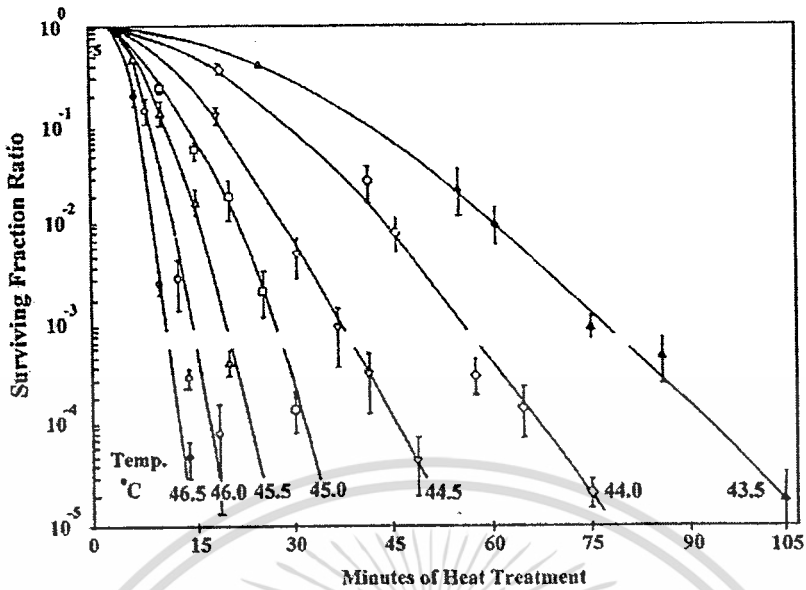
โดยที่  $\gamma$  = เป็นค่าคงที่ในการเดินทางของคลื่น  
 $\alpha$  = Re( $\gamma$ ) สัมประสิทธิ์ในการลดทอนของคลื่น  
 $\beta$  = Im( $\gamma$ ) ค่าคงที่ทางเฟส

สามารถหาสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นได้ดังสมการที่ 2.2.9.5

$$H = \frac{Y}{j\omega\mu} (E_0 e^{-j\gamma z}) \quad (2.2.9.5)$$

### 2.3 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ.บริเวณนั้น สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส [5-7] เซลล์ที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับอุณหภูมิ การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็ง ได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า *Hyperthermal cancer therapy* ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ. 1960 โดยการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐาน และหลักการทางชีววิทยาที่สามารถพิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ ซึ่งในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็ง โดยใช้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าพอใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งตาม รูปที่ 2.1 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลา ที่ส่งผลกระทบต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตายจากการให้ความร้อน รูปที่ 2.1 เมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็ง ในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็ง ผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อทำให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงๆแก่เซลล์ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



รูปที่ 2.1 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [15]

### 2.3.1 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bioheat Equation)

ในการวิเคราะห์ช่วงความถี่ไมโครเวฟได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ การดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ ซึ่งรูปแบบของสมการ หรือตัวแปรต่างๆที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อน[8-9] ในระดับแสดงดังสมการที่ 2.3.1.1

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T + J \cdot E - h_{b1}(T - T_{b1}) + Q_m \quad (2.3.1.1)$$

เมื่อ

$$h_{b1} = \rho_{b1} c_{b1} \omega_{b1}$$

$$\rho = \text{ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m}^3\text{)}$$

$$c = \text{ค่าความจุความร้อนจำเพาะ (J/kg.K)}$$

$$K = \text{ค่าความนำความร้อน (W/m.K)}$$

$$J = \text{ค่าความหนาแน่นกระแส (A/m}^2\text{)}$$

$$E = \text{ความเข้มของสนามไฟฟ้า (V/m)}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$T_{bi}$  = อุณหภูมิบนเลือด (37 C)

$\rho_{bi}$  = ความหนาแน่นเลือด ( $\text{kg/m}^3$ )

$c_{bi}$  = ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด ( $\text{J/kg.K}$ )

$w_{bi}$  = อัตราฉีดเลือด (1/s)

$h_{bi}$  = สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ

$Q_m$  = พลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึม ( $\text{W/m}^3$ )

จากสมการ Bioheat[8] ที่นำมาใช้ในงานวิจัยฉบับนี้ ได้ละทิ้งค่าตัวแปรจำนวน 2 ตัว คือ สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ ( $h_{bi}$ ) และ พลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด ( $Q_m$ ) ซึ่งค่าตัวแปรทั้ง 2 นี้ จะถือว่าค่าน้อยมาก เมื่อเทียบกับปริมาณ  $J.E$

### 2.3.2 สมการการดูดซับความร้อน

พิจารณาจาก สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ที่มีการแพร่กระจายลงสู่เนื้อเยื่อดับ จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อดับ[10] ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของสมการ ดังสมการที่ 2.3.2

$$SAR = \frac{1}{\rho} J.E = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 \quad (2.3.2.1)$$

เมื่อ

$SAR$  = Specific absorption rate ( $\text{W/kg}$ )

$J$  = ค่าความหนาแน่นกระแส ( $\text{A/m}^2$ )

$E$  = ค่าความเข้มของสนามไฟฟ้า ( $\text{V/m}$ )

$\sigma$  = สภาพความนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ ( $\text{S/m}$ )

$\rho$  = ความหนาแน่นจำเพาะ ( $\text{kg/m}^3$ )

## บทที่ 3

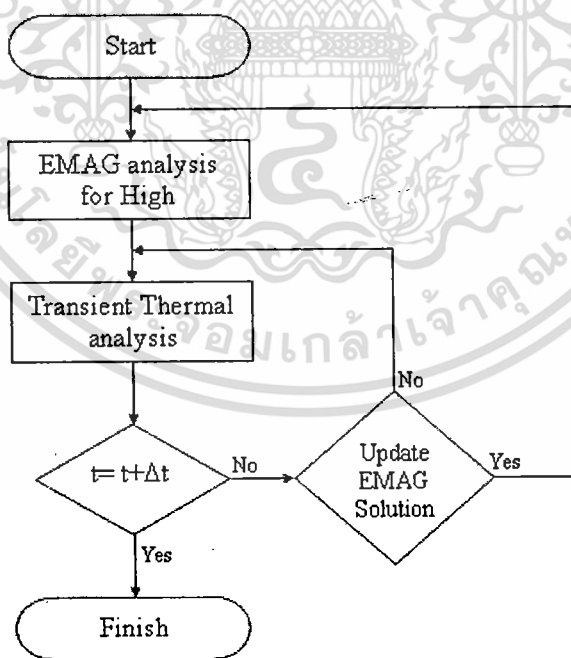
### หลักการ และวิธีการที่ใช้ในการทดลอง

#### 3.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการวิเคราะห์ และวิธีการที่ใช้ในการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์-เอลิเมนต์ สายอากาศแบบโมนโพล เงื่อนไขที่ใช้ในการจำลอง คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลอง การเมชเอลิเมนต์ และวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

#### 3.2 หลักการวิเคราะห์

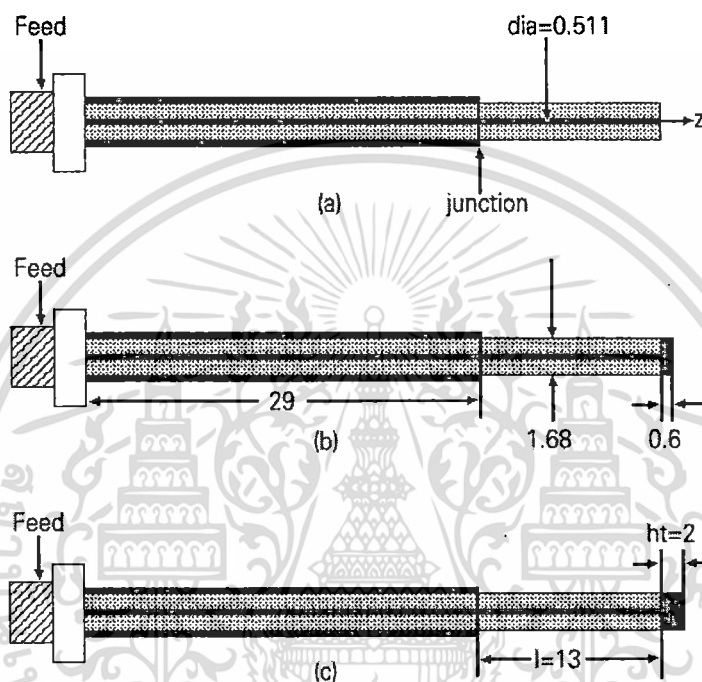
วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นการแก้ปัญหาโดยการแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์ ขนาดเล็กๆ แล้วใช้สมการดิฟเฟอเรนเชียลมาทำการคำนวณพารามิเตอร์ต่างๆ ในแต่ละโหนดของเอลิเมนต์ สำหรับในงานวิจัยนี้จะเป็นการคิด เปรียบเทียบ และเรียนรู้เกี่ยวกับรูปทรงทางเรขาคณิตของสายอากาศแบบโมนโพล เพื่อใช้ในการฆ่าเซลล์ด้วยไมโครเวฟ โดยใช้การวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งจะต้องทำการวิเคราะห์ปัญหาสองด้านคือทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ และทางด้านความร้อน ซึ่งลำดับของการวิเคราะห์ปัญหาแสดงดังโฟลชาร์ต รูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 โฟลชาร์ตแสดงลำดับในการวิเคราะห์ปัญหา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ได้วิเคราะห์โครงสร้างของสายอากาศแบบโมโนโพลโดยทั่วๆ ไป ซึ่งได้เปรียบเทียบกับรูปแบบทางเรขาคณิตของสายอากาศโมโนโพล ดังแสดงในรูปที่ 3.2 (1.โมโนโพลแบบปลายเปิด (OTM) ซึ่งส่วนปลายของตัวนำจะสัมผัสกับเนื้อเยื่อโดยตรง 2.โมโนโพลแบบปลายมีฉนวน (DTM) ที่ปลายของสายอากาศโมโนโพลจะถูกปิดอย่างสมบูรณ์ด้วยฉนวน 3.โมโนโพลที่มีปลายเป็นโลหะ (MTM) ซึ่งจะเพิ่มกระแสไฟฟ้าที่สัมผัสกับเซลล์ หรือเนื้อเยื่อตับ และในตารางที่ 3.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ [11]



รูปที่ 3.2 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมโนโพล (หน่วยเป็น (mm))

(a) OTM: สายอากาศแบบปลายเปิด (*Open tip Monopole*)

(b) DTM: สายอากาศแบบปลายปิด (*Dielectric tip Monopole*)

(c) MTM: สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ (*Metal tip Monopole*)

ตารางที่ 3.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ

Material	Radius R(mm)	Length(mm)
inner conductor	0.2555	42
Dielectric tip	0.84	0.6
Metal tip	0.84	2
Inner dielectric	0.84	29
Antenna	0.84	13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### ตารางที่ 3.1(ต่อ)

Material	Radius R(mm)	Length(mm)
Outer conductor	1.0795	29
Shaft	1.0795	29
Cancer	20	*
Liver	40	*

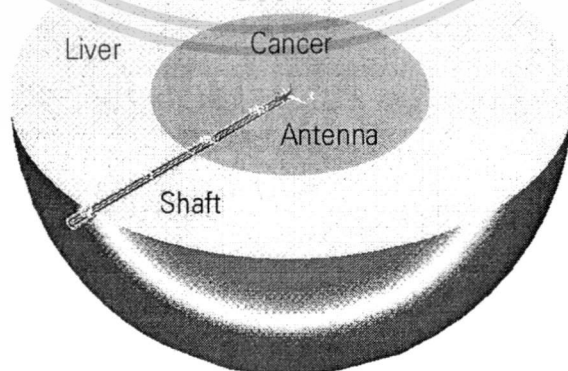
\* รูปแบบของเนื้อเยื่อมีลักษณะทรงกลมจึงไม่มีความยาว

### 3.3 สายอากาศแบบโมนโพล (Monopole antennas)

สายอากาศแบบโมนโพล เป็นสายอากาศแบบพื้นฐาน สามารถทำได้ง่ายโดยการเปิดปลายของสายส่ง หรือสายโคแอกเซียล สายโคแอกเซียลจะประกอบด้วย ตัวนำภายนอก ตัวนำภายใน และไดอิเล็กตริก ซึ่งเป็นตัวแยก หรือกั้นระหว่างตัวนำภายนอก กับตัวนำภายใน คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายระหว่างตัวนำทั้งสอง โดยที่ความเข้มของสนามไฟฟ้าจะขึ้นอยู่กับ ความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายใน กับตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กจะขึ้นกับกระแสที่ไหลผ่านตัวนำ ซึ่งการส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าผ่านสายโคแอกเซียลจะใช้การส่งในโหมด TEM (Transverse electromagnetic Mode)[2]

### 3.4 รูปแบบของแบบจำลอง (Geometric model)

แบบจำลองที่ใช้ในการจำลองรูปแบบของเนื้อเยื่อตับ และสายอากาศแสดงดังในรูปที่ 3.3 ซึ่งจะใช้ในการวิเคราะห์และแก้ปัญหาทั้งด้านอิเล็กทรอนิกส์ ไตรแม็กเนติก และปัญหาด้านความร้อน



รูปที่ 3.3 แสดงลักษณะของโมเดลที่มีสายอากาศแบบโมนโพล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.5 เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา

#### 3.5.1 เงื่อนไขทางด้านอิเล็กทรอนิกส์[4]

1. โหมดในการส่งคลื่นเข้าสู่สายโคแอกเชียลกำหนดให้ส่งแบบ TEM ซึ่งในการส่งโหมดนี้ จะมีสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กตั้งฉากกับทิศทางในการเดินทางของคลื่นโดยความถี่ที่ใช้ นั้นจะใช้ที่ความถี่ 2.45 GHz
2. เงื่อนไขที่กำหนดที่รอยต่อของตัวกลางกำหนดดังนี้
  - สนามไฟฟ้า E ที่พื้นผิวของตัวนำ กำหนดให้มีสนามไฟฟ้า E เฉพาะในทิศทางที่ตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
  - สนามไฟฟ้า E ในทิศทางที่ขนานกับพื้นผิวของตัวนำจะกำหนดให้มีค่าเท่ากับศูนย์
  - สนามแม่เหล็ก H ที่พื้นผิวของตัวนำ กำหนดให้มีสนามแม่เหล็ก H เฉพาะในทิศทางที่ขนานกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
  - สนามแม่เหล็ก H ในแนวตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำกำหนดให้มีค่าเท่ากับศูนย์ คือไม่มีการเกิดสนามแม่เหล็ก H ขึ้นเลย
3. กำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอกเชียล ให้มีค่าเท่ากับ 50 โวลต์
4. กำหนดอุณหภูมิอ้างอิงของแบบจำลองเนื้อเยื่อตั้งอยู่ที่ 37 องศาเซลเซียส

#### 3.5.2 เงื่อนไขการแก้ปัญหาทางด้านความร้อน

การแก้ปัญหาทางด้านความร้อน จะทำการทดลองต่อเนื่องมาจากการทดลองทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ โดยจากการแก้ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ จะได้ค่าพารามิเตอร์มาใช้ในการแก้ปัญหาทางด้านความร้อน นั่นคือ ค่าของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า และพลังงานความร้อนที่เกิดจากสนามแม่เหล็ก ไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อ จากนั้นทำการแก้ปัญหาด้านความร้อนโดยควบคุมเวลาที่ 300 วินาที

### 3.6 คุณสมบัติของวัสดุ (Material Properties)

#### 3.6.1 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์

คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลองวิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์แสดงดังในตารางที่ 3.2 ซึ่งเป็นคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ความถี่ 2.45 GHz [12], [13] โดยค่าที่จำเป็นต้องใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา คือ ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก (Magnetic permeability) ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า (permittivity) และค่าสภาพความต้านทาน (Resistivity)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.2 แสดงคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางแม่เหล็กไฟฟ้า

Material	permeability ( $\mu$ )	permittivity ( $\epsilon$ )	Resistivity ( $\rho$ )	Conductivity( $\sigma$ )
	MURX	PERX	RSVX [ $\Omega/m$ ]	KXV [S/m]
1. Metal tip	$4\pi \times 10^{-7}$	$8.854 \times 10^{-12}$	-	-
2. inner conductor	$4\pi \times 10^{-7}$	$8.854 \times 10^{-12}$	-	-
3. outer conductor	$4\pi \times 10^{-7}$	$8.854 \times 10^{-12}$	-	-
4. inner dielectric	1	2.03	10000	$10^{-5}$
6. cancer	1	43.03	0.558	1.79
7. Liver [10]	1	43.03	0.591	1.69

### 3.6.2 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน

ค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆ ของวัสดุอุปกรณ์ใน 4 ส่วน ได้แก่ ตัวนำในสายอากาศ ไดอิเล็กทริก ก้อนเซลล์มะเร็งตับ และก้อนเซลล์ปกติ ซึ่งในตารางที่ 3 เป็นค่าคุณสมบัติจำเพาะที่จะถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ในแบบจำลอง 3 มิติโดยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยได้กล่าวถึงค่าตัวแปรต่างๆ คือ ความหนาแน่นจำเพาะ ( $kg/m^3$ ) ค่าความร้อนจำเพาะ (J/kg.K) ค่าความนำความร้อน (W/m.K) ค่าความนำไฟฟ้าของวัสดุ [S/m] [14],[15]

ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน

FEM	Material	Density [ $kg/m^3$ ]	Specific heat (c) [J/kg.K]	Thermal Conduct [W/m.K]	Conductivity( $\sigma$ ) [S/m]
Conductor	Ni-Ti	6450	840	18	$1 \times 10^8$
Tissue	Liver	1060	3600	0.512	1.69
Tissue	Cancer	1060	3600	0.512	1.79
Shaft	Polyurethane	70	1045	0.026	$10^{-5}$

### 3.7 การเมชเอลิเมนต์ (Meshing)

ในการเมชแบบจำลอง หรือแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็กๆ ได้ใช้เอลิเมนต์ที่เรียกว่า “3D HF119” (High-Frequency Tetrahedral Solid) สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กโทรแม็กเนติก และใช้เอลิเมนต์ที่เรียกว่า “Solid 87” สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ทางด้านความร้อน ซึ่งเอลิเมนต์ทั้งสองชนิดจะประกอบด้วย 10 โหนด ลักษณะการเมชแสดงดังในรูปที่ 3.4

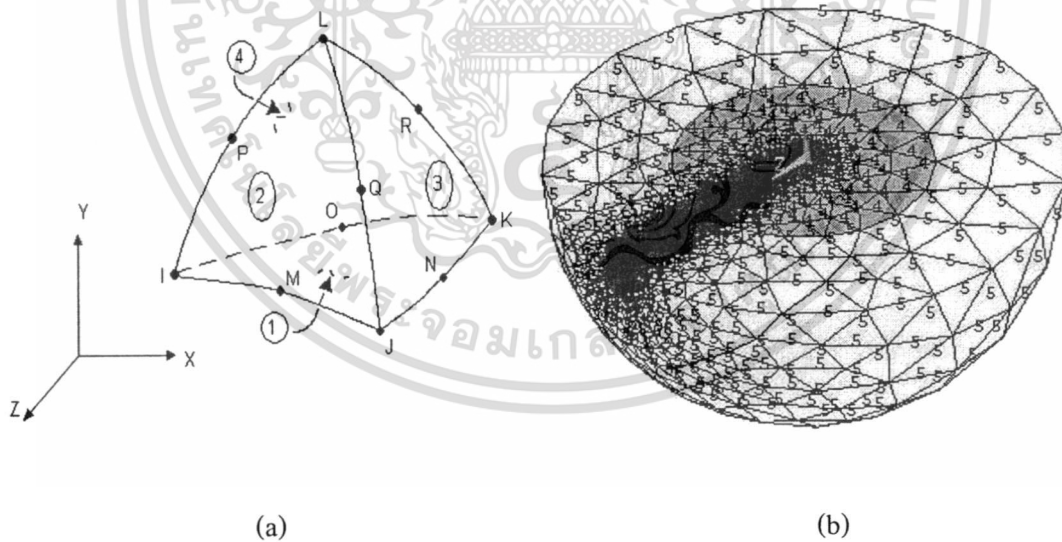
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.7.1 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D- HF 119

เอลิเมนต์แบบ 3D-HF 119 ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ที่ความถี่สูง ซึ่งโครงสร้างของเอลิเมนต์จะประกอบด้วย 4 ด้าน 10 โหนด ดังแสดงในรูปที่ 3.4a ในโหนดต่างๆ จะมีชื่อเรียกประจำโหนด คือ โหนด I, J, K, L, M, N, O, P, Q และ R ค่าพารามิเตอร์ที่จำเป็นต้องใช้ในการคำนวณได้แก่ ความยินยอมทางไฟฟ้า (MURX, MURY, MURZ) ค่าความซึมซับแม่เหล็ก (PERX, PERY, PERZ) และ สภาพความต้านทาน (RSVX, RSVY, RSVZ) สำหรับผลที่ได้หลังจากการวิเคราะห์ด้วยเอลิเมนต์ชนิดนี้ เช่น สนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า พลังงานความร้อนต่อปริมาตร

### 3.7.2 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D-SOLID 87

เอลิเมนต์แบบ 3D- Solid 87 ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อนโดยโครงสร้างของเอลิเมนต์แบบ 3D- Solid 87 มีลักษณะเหมือนกับเอลิเมนต์แบบ 3D-HF 119 ค่าพารามิเตอร์ที่จำเป็นต้องใช้ในการคำนวณได้แก่ ค่าความนำความร้อน (KXX, KYY, KZZ) ความหนาแน่นจำเพาะ (DENS), ค่าความร้อนจำเพาะ (C), ค่าความต้านทาน (RSVX, RSVY, RSVZ) สำหรับผลที่ได้หลังจากการวิเคราะห์ด้วยเอลิเมนต์ชนิดนี้ คือ ค่าอุณหภูมิ



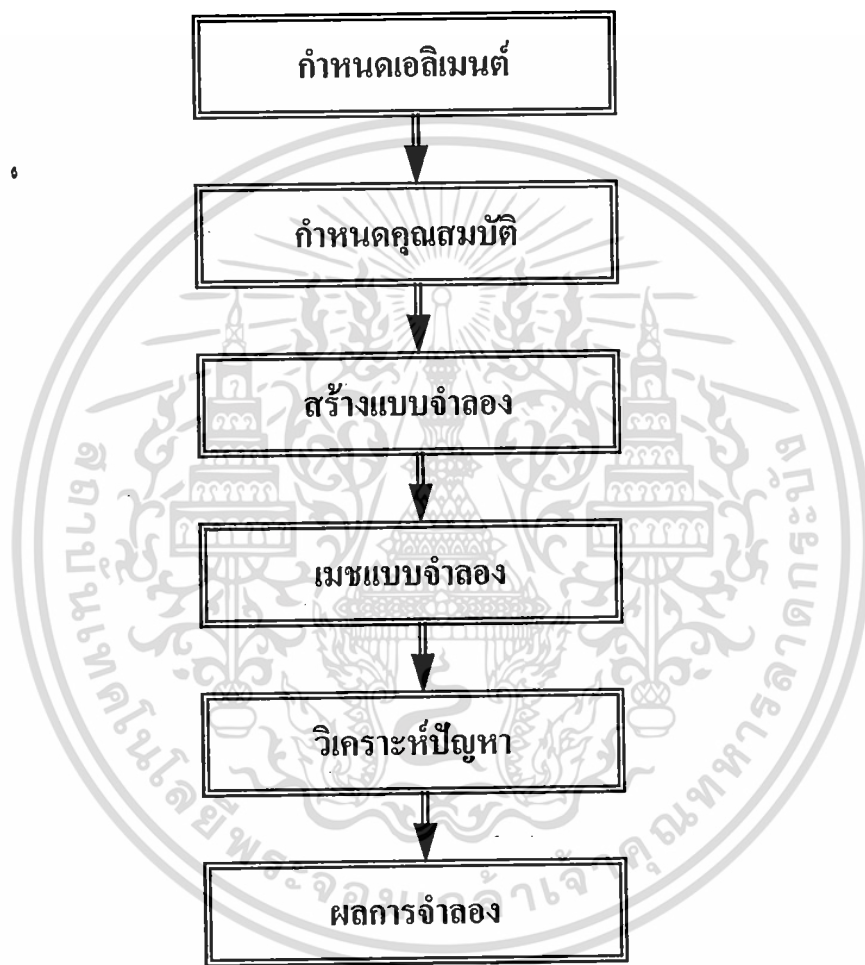
รูปที่ 3.4 (a) แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิจัย

(b) แสดงการเมชที่ใช้ในแบบจำลองของสายอากาศทั้ง 3 แบบ

ในการเมชแบบจำลองทั้ง 3 แบบ จะมีจำนวนโหนดและเอลิเมนต์ ดังแสดงในตารางที่ 3.4 ซึ่งจำนวนโหนด และเอลิเมนต์นั้นจะขึ้นอยู่กับลักษณะของการเมช ถ้าหากจำนวน โหนดและเอลิเมนต์เอกสารฉบับนี้เป็นการนำเสนองานวิจัยที่จัดทำขึ้นโดยผู้เขียนและจะไม่มีการนำค่าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มากก็จะทำให้เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหานั้นค่อนข้างจะนาน ดังนั้นเพื่อช่วยลดเวลาในการจำลองวิเคราะห์ปัญหาจึงต้องมีเทคนิคในการเมช อย่างเช่น ในบริเวณที่ต้องการวิเคราะห์ผลอย่างละเอียดก็ให้เมชเป็นเอลิเมนต์ที่ละเอียดมีขนาดเล็ก และในบริเวณที่ต้องการวิเคราะห์ผลแบบหยาบๆ ให้กำหนดการเมชในลักษณะที่มีเอลิเมนต์ขนาดใหญ่ ดังแสดงในรูปที่ 3.4b

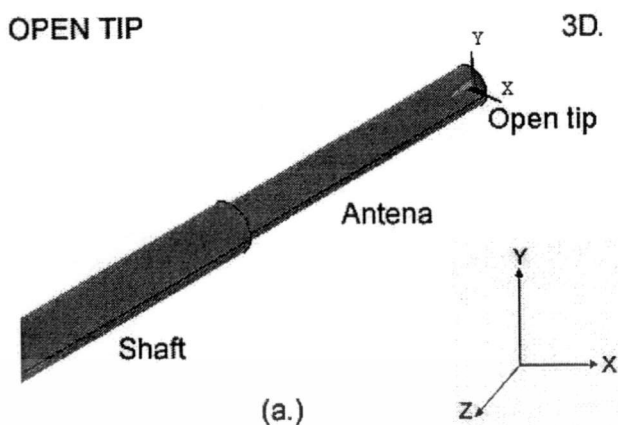
### 3.8 วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ มีลำดับการดังแสดงในบล็อกไดอะแกรมในหน้าถัดไป



รูปที่ 3.5 แสดงบล็อกไดอะแกรมลำดับการวิเคราะห์ปัญหา

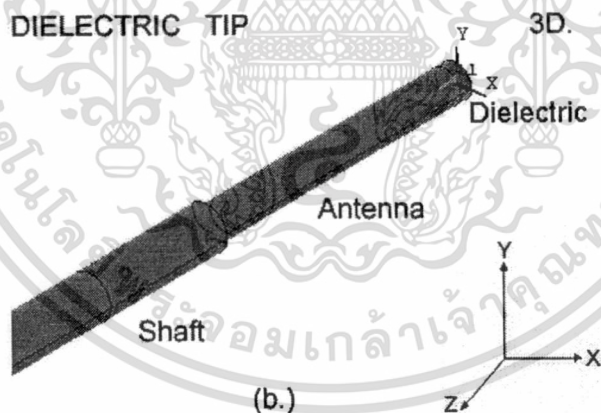
#### 3.8.1 รูปแบบของสายอากาศแบบโมโนโพล

สำหรับการสร้างแบบจำลอง ในขั้นแรกจะต้องทำการสร้างส่วนของสายอากาศ และด้ามจับก่อน โดยส่วนที่เป็นสายอากาศจะประกอบด้วยส่วนของตัวนำภายใน (Inner conductor) และไดอิเล็กตริก (Dielectric) สำหรับส่วนของด้ามจับจะประกอบด้วยส่วนประกอบ 3 ส่วน คือ ตัวนำภายใน ไดอิเล็กตริก และส่วนที่เป็นตัวนำภายนอก (Outer conductor) สำหรับส่วนที่เป็นตัวนำภายใน กับไดอิเล็กตริก ของสายอากาศจะเป็นที่ต่อกับตัวนำภายใน กับไดอิเล็กตริกของด้ามจับ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบโมโนโพล  
(a) สายอากาศแบบปลายเปิด (OTM: Open tip Monopole)

จากรูปที่ 3.6(a.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบปลายเปิด (OTM) ซึ่งส่วนปลายสายอากาศจะถูกเปิด โดยปล่อยให้ตัวนำภายในของสายอากาศ สัมผัสกับตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อที่ใช้จำลองได้โดยตรง

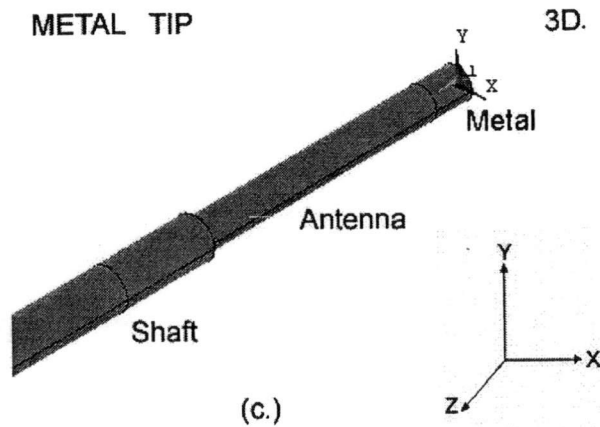


รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบโมโนโพล(ต่อ)

(b) สายอากาศแบบปลายเป็นฉนวน (DTM: Dielectric tip Monopole)

จากรูปที่ 3.6(b.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบปลายปิดด้วยไดอิเล็กทริกหรือฉนวน (DTM) ที่ส่วนปลายของสายอากาศจะถูกปิดด้วยวัสดุที่มีคุณสมบัติเป็นฉนวน ซึ่งหมายความว่าตัวนำภายในของสายอากาศจะต่อกับฉนวนที่ปลายของสายอากาศนั่นเอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



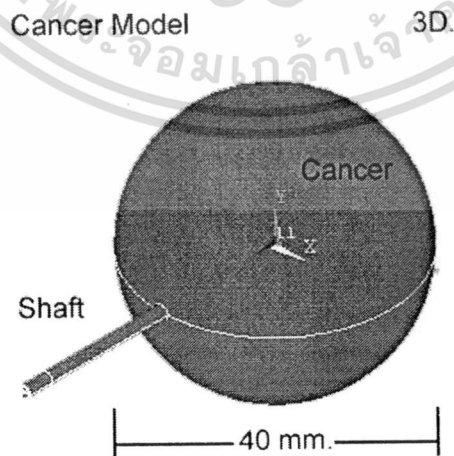
รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบ โมโนโพล(ต่อ)

(c) สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ (MTM: Metal tip Monopole)

จากรูปที่ 3.6(c.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ หรือตัวนำ (MTM) ซึ่งที่ส่วนปลายสายอากาศจะถูกปิดด้วยโลหะ หรือตัวนำ โดยโลหะที่ปลายสายอากาศจะต่อกับตัวนำภายในของสายอากาศ ฉะนั้นจึงเป็นเสมือนตัวนำภายในสายอากาศสัมผัสกับตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อที่ใช้จำลองได้โดยตรง

### 3.8.2 แบบจำลองของตับที่เป็นมะเร็ง

สำหรับการจำลองรูปแบบของตับที่เป็นมะเร็ง จะทำการสร้างแบบจำลองในลักษณะทรงกลมมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร โดยกำหนดคุณสมบัติทางอิเล็กโตรแมกเนติก และคุณสมบัติทางความร้อนให้แบบจำลอง เพื่อให้แบบจำลองมีคุณสมบัติเป็นเสมือนตับที่เป็นมะเร็ง ลักษณะของแบบจำลองแสดงดังในรูปที่ 3.7

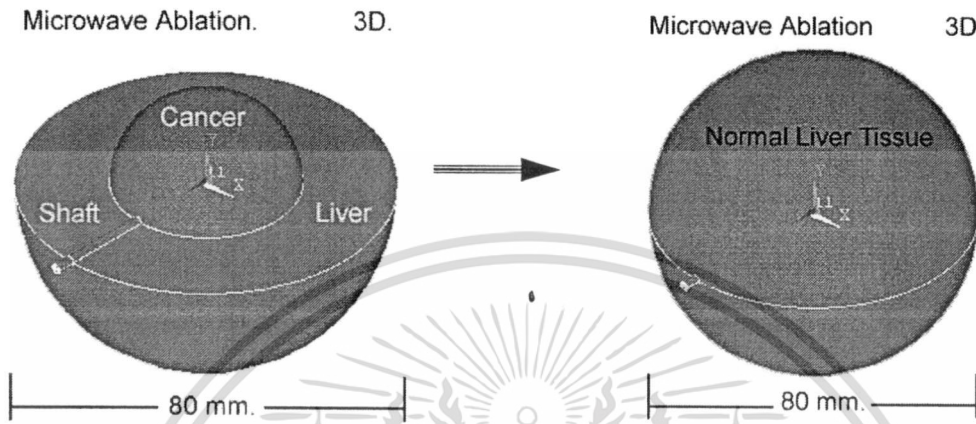


รูปที่ 3.7 แสดงลักษณะแบบจำลองของตับที่เป็นมะเร็งและมีสายอากาศสอดใส่อยู่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.8.3 แบบจำลองของระบบที่ใช้สำหรับการวิจัย

แบบจำลองที่ใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟจะประกอบด้วยส่วนของสายอากาศ ด้ามจับ เนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง และ เนื้อเยื่อตับที่เป็นปกติ ซึ่งแสดงดังในรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 แสดงลักษณะของแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย

จากหัวข้อที่ 3.9.1, 3.9.2 และ 3.9.3 จะกล่าวถึงลักษณะรูปแบบของแบบจำลองเพื่อใช้ในการวิจัย ซึ่งลำดับขั้นตอนดังแสดงบล็อกไดอะแกรมรูปที่ 3.9

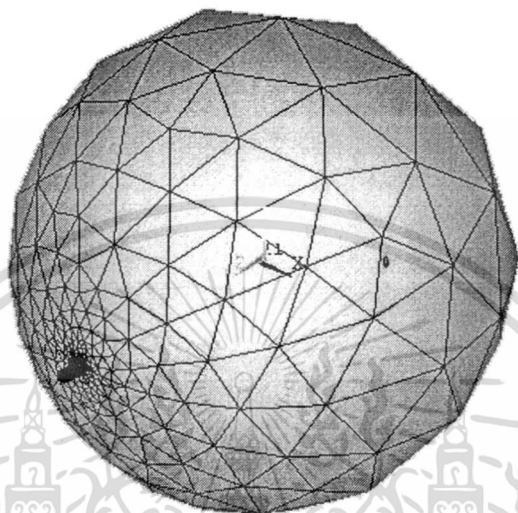


รูปที่ 3.9 บล็อกไดอะแกรมลำดับการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย

### 3.8.4 การเมฆแบบจำลอง

ในการเมฆแบบจำลอง หรือแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็ก ๆ จะเมฆในลักษณะที่ไม่มีรูปแบบ หรือขนาดตายตัวแต่ละจะเมฆในส่วนที่อยู่ใกล้ ๆ สายอากาศจะเมฆแบบละเอียด แต่ที่บริเวณเนื้อเยื่อตับปกติจะเมฆในลักษณะที่ค่อนข้างหยาบ หรือเอลิเมนต์มีขนาดใหญ่ ทั้งนี้เพราะถ้าเมฆแบบละเอียดเท่ากันหมดจะทำให้มีจำนวน โหนดและเอลิเมนต์ที่มากทำให้ใช้เวลาในการคำนวณค่อนข้างนาน แต่ถ้าเมฆในลักษณะหยาบเหมือนกันทั้งหมด ก็จะทำให้ผลที่ได้จากการคำนวณมีค่าความผิดพลาดมากไปด้วย ถึงแม้ว่าใช้เวลาน้อยก็ตาม ฉะนั้นการเมฆที่ใช้ในงานวิจัยนี้จึงเป็นการเมฆแบบเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผสม คือ พิจารณาตามลำดับความสำคัญ ส่วนที่ต้องการความถูกต้องสูงก็ทำการเมชแบบละเอียด กำหนดให้มีการเมชเอลิเมนต์ขนาดเล็ก ส่วนที่พิจารณาแล้วว่าขนาดเอลิเมนต์ไม่มีผลต่อการคำนวณ หรือว่ามีผลน้อยก็ทำการเมชแบบหยาบ ซึ่งลักษณะการเมชแบบจำลองในงานวิจัยนี้แสดงดังในรูปที่ 3.8 และในตารางที่ 3.4 แสดงถึงจำนวน โหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองสายอากาศแต่ละแบบ



รูปที่ 3.10 แสดงลักษณะการเมชแบบจำลอง

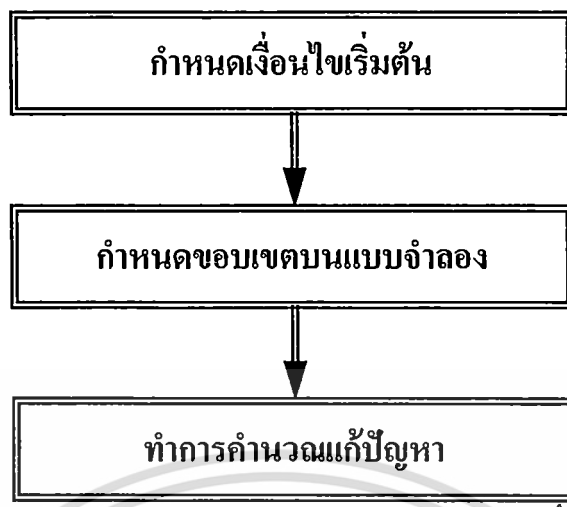
ตารางที่ 3.4 แสดงจำนวนโหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองสายอากาศแต่ละแบบ

Type Antenna	Node	Elements
OTM	135976	101214
DTM	137000	101938
MTM	141194	104981

### 3.8.5 การคำนวณวิเคราะห์ปัญหา

จากหัวข้อที่ 3.8.1 ถึง 3.8.5 จะเป็นการจัดการกับแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย โดยการจัดการแบบจำลองทั้งหมดก่อนที่จะเข้าสู่กระบวนการการวิเคราะห์ และแก้ปัญหา ซึ่งมีขั้นตอนที่เกี่ยวข้องหลัก ๆ คือ การกำหนดขอบเขตเงื่อนไขโดยการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขจะประกอบด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 แสดงแผนภาพการคำนวณวิเคราะห์ปัญหา

ในการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขเริ่มต้น (ได้กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 3.5) จะเป็นการกำหนดสถานะแวดล้อมรอบนอกของแบบจำลอง อย่างเช่น กำหนดค่าอุณหภูมิอ้างอิง สนามไฟฟ้าที่ผิวรอบนอกของแบบจำลอง กำหนดรูปแบบของการวิเคราะห์ ต่อจากการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขเริ่มต้น จะเป็นการกำหนดเงื่อนไขที่แบบจำลอง ตัวอย่างเช่น การกำหนดค่าแรงดันบนแบบจำลอง เพื่อใช้ในการคำนวณ กำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำ ในกรณีที่เป็นการวิเคราะห์แก้ปัญหาแบบต่อเนื่องอาจจะเป็นการอ่านไฟล์ข้อมูลที่บันทึกค่าพารามิเตอร์ไว้มาใช้ในการวิเคราะห์ หลังจากกำหนดขอบเขตเงื่อนไขบนแบบจำลองเรียบร้อยแล้ว ก็ทำการวิเคราะห์ปัญหา

### 3.8.6 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

หลังจากที่ทำการวิเคราะห์ปัญหาเรียบร้อยแล้ว ก็จะเป็นการพิจารณาผลที่ได้จากการจำลอง โดยการพิจารณาผลมีหลายรูปแบบ อย่างเช่น ในลักษณะของกราฟ การพิจารณาผลที่เกิดขึ้นภายใน ด้วยวิธีการตัดแบบจำลองออกเป็นส่วน ๆ ซึ่งผลที่ได้จากการจำลองจะขอกกล่าวในบทถัดไป

## บทที่ 4

### ผลการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

#### 4.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลที่ได้รับจากการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้โปรแกรม ANSYS ซึ่งพารามิเตอร์ที่นำมาพิจารณาคือ สนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า พลังงานไฟฟ้า และการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ

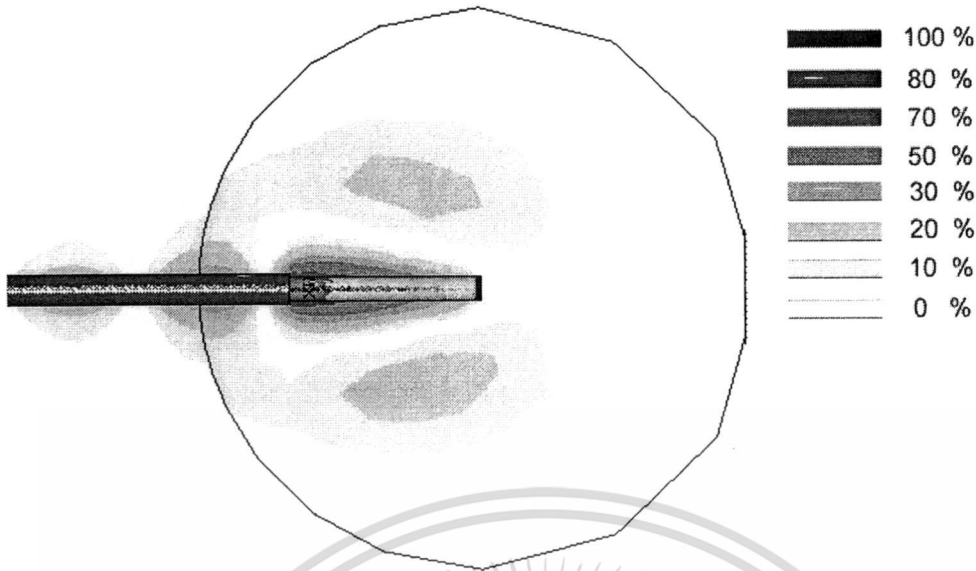
#### 4.2 ผลการทดลอง

##### 4.2.1 การกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก (*Magnetic field distribution*)

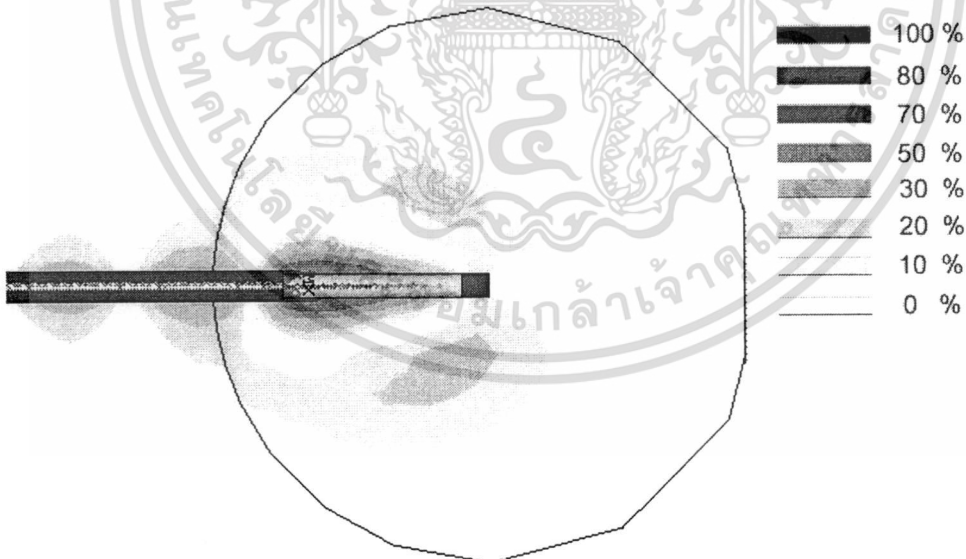
จากการทดลองจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ไปในแบบจำลองที่เป็นเสมือนเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง ซึ่งผลการกระจายตัวของความเข้มของสนามแม่เหล็กของสายอากาศทั้งสามแบบแสดงดังในรูปที่ 4.1-4.3



รูปที่ 4.1 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM ซึ่งการกระจายตัวของ สนามแม่เหล็กจะมีลักษณะกว้างมีการกระจายที่ปลายเล็กน้อย



รูปที่ 4.2 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM ซึ่งการกระจายของสนามแม่เหล็กจะมีลักษณะคล้าย OTM แต่ไม่มีการกระจายที่ปลายของสายอากาศ



รูปที่ 4.3 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ MTM การกระจายของสนามแม่เหล็กจะมีลักษณะแตกต่างกว่าสายอากาศแบบ OTM และ DTM แต่มีการกระจายออกจากปลายสายอากาศอย่างต่อเนื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.1-4.3 เป็นการแสดงลักษณะการกระจายของสนามแม่เหล็กในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศโมโนโพลแบบต่าง ๆ จะเห็นว่า การกระจายตัวของความเข้มสนามแม่เหล็กทั้งสามแบบจะมีลักษณะที่คล้ายคลึงกัน แต่จะแตกต่างกันที่ส่วนปลายของสายอากาศ สายอากาศแบบ OTM กับ MTM จะมีการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กเกิดขึ้นที่ปลายของสายอากาศ แต่สายอากาศแบบ MTM จะมีการกระจายอย่างต่อเนื่องมากกว่าแบบ OTM ซึ่งสายอากาศแบบ OTM จะมีสนามแม่เหล็กที่ปลายเพียงเล็กน้อยแต่ไม่ต่อเนื่องเหมือนกับ MTM หรือไม่มีการกระจายกว้างอย่างต่อเนื่องออกจากปลายสายอากาศ ส่วนสายอากาศแบบ DTM จะไม่มีการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กที่ปลายสายอากาศ แต่จะมีการกระจายมากที่จุดใกล้รอยต่อระหว่างสายอากาศกับด้ามจับ

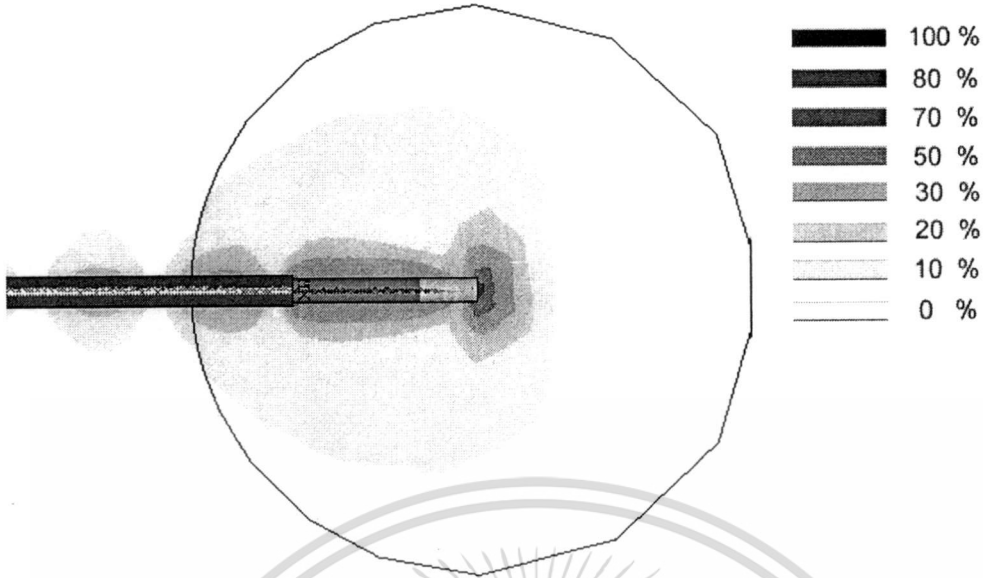
**4.2.2 การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า (Electric field distribution)**

ผลการกระจายตัวของความเข้มสนามไฟฟ้าของสายอากาศทั้งสามแบบแสดงได้แสดงดัง

ในรูปที่ 4.4- 4.6



**รูปที่ 4.4** แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM ซึ่งมีความต่อเนื่องในการกระจายของสนามไฟฟ้ามากที่สุด แต่ทั้งนี้ก็มีกระจายตัวที่ด้ามจับ (Shaft) เช่นกัน



รูปที่ 4.5 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *DTM* มีลักษณะการกระจายของสนามไฟฟ้าคล้ายกับสายอากาศแบบ *OTM*



รูปที่ 4.6 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อคัมที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* ซึ่งสนามไฟฟ้าขาดความต่อเนื่องที่ใกล้รอยต่อของสายอากาศกับท่อนส่ง แต่เกิดการกระจายที่ค้ำจับ (*shaft*) น้อยที่สุด

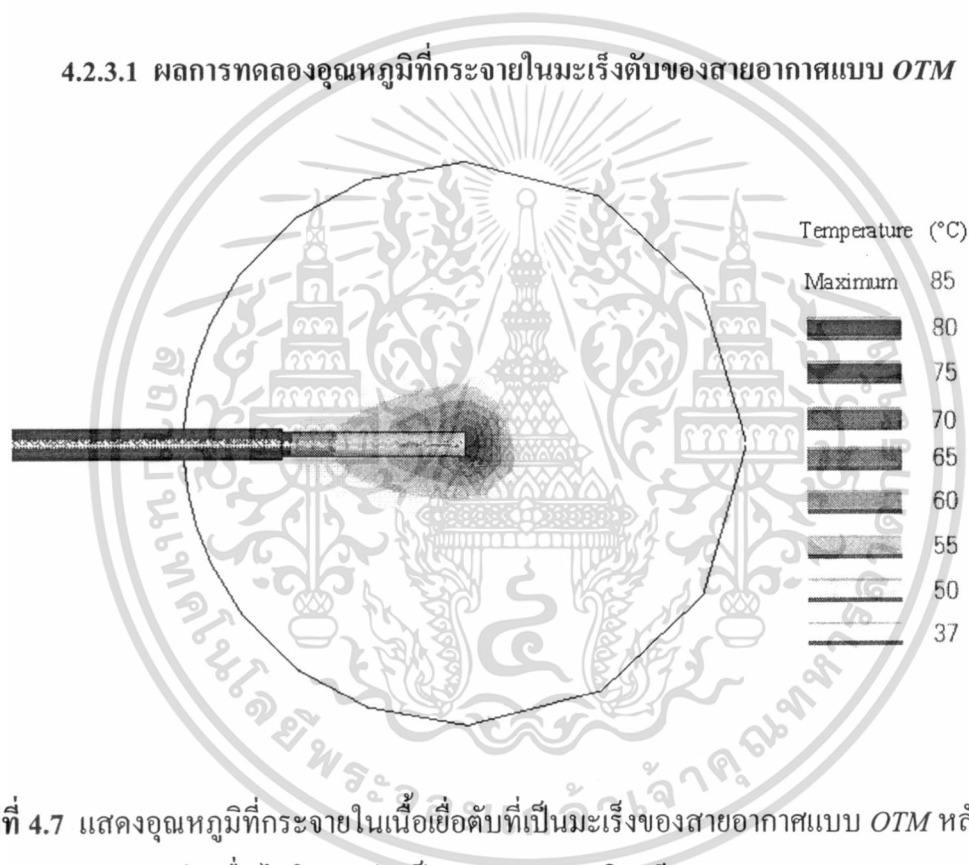
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.4-4.6 แสดงให้เห็นการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแต่ละแบบ ซึ่งลักษณะการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าจะมีลักษณะคล้าย ๆ กัน โดยจะมีความเข้มของสนามไฟฟ้ากระจายสูงบริเวณปลายของสายอากาศ

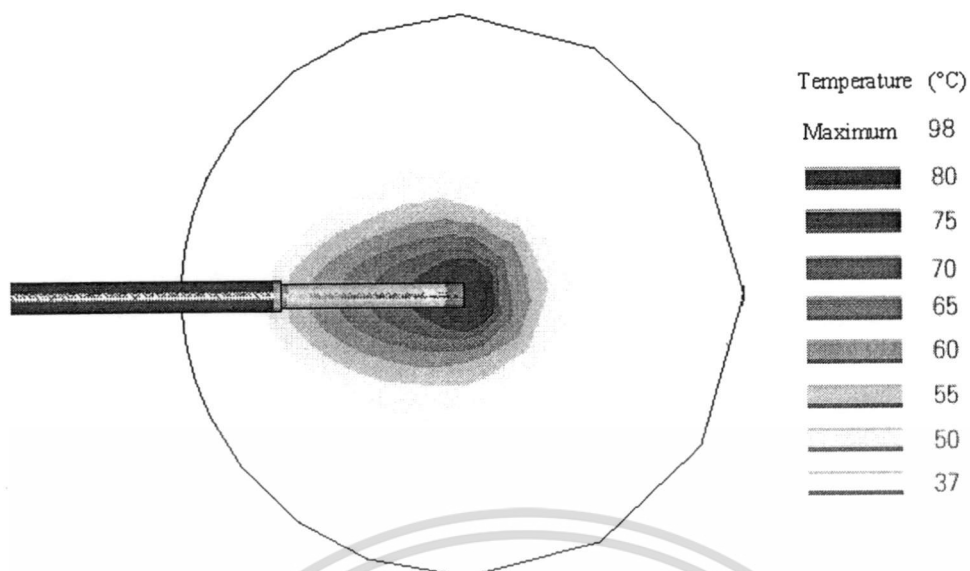
#### 4.2.3 การกระจายตัวของอุณหภูมิ (Temperature distribution)

สำหรับการวิเคราะห์การกระจายตัวของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในตับที่เป็นมะเร็ง ได้ทำการทดลองส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปในตับ เป็นระยะเวลาที่แตกต่างกัน คือ ที่เวลา 50 วินาที 100 วินาที 200วินาที และที่ 300 วินาที

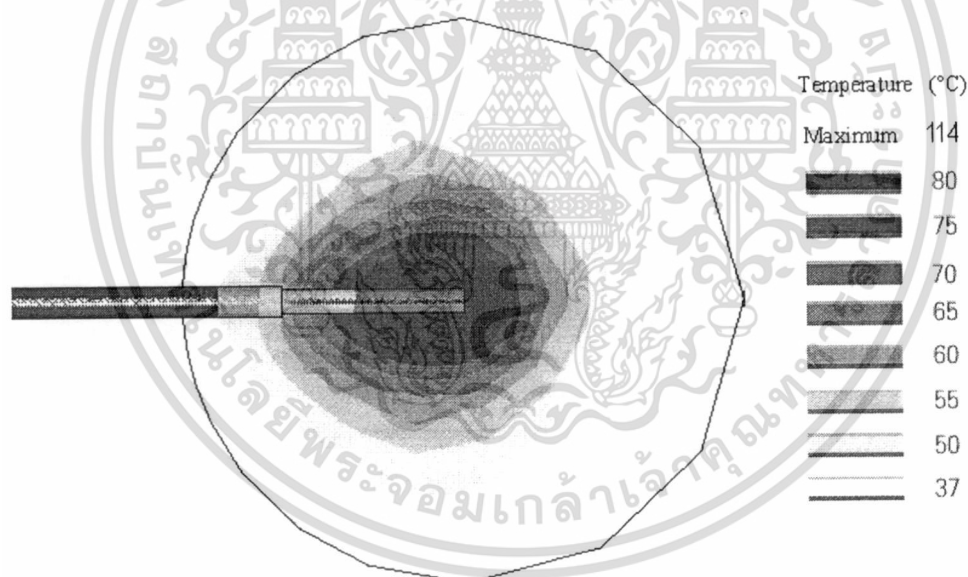
##### 4.2.3.1 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบ OTM



รูปที่ 4.7 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 50 วินาที

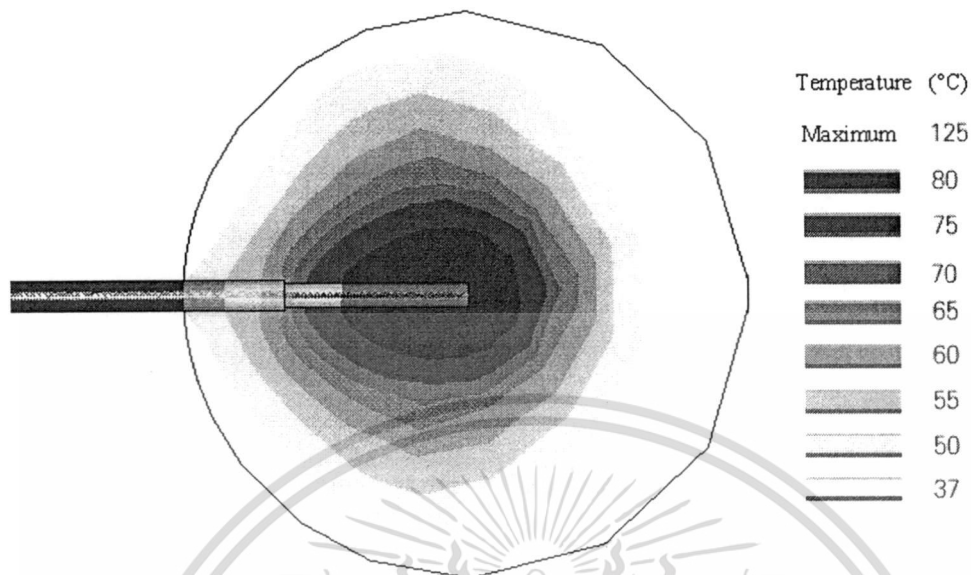


รูปที่ 4.8 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัพที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 100 วินาที



รูปที่ 4.9 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัพที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 200 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.10 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.7-4.10 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที ตามลำดับ ผ่านสายอากาศแบบ OTM ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งระดับเป็นเวลา 50 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่า 85 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งต่อระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้น เมื่อเวลาผ่านไป 100 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งตับก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 98 องศาเซลเซียส ต่อมาหลังส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 200 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 114 องศาเซลเซียส และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 125 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 4.1 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM ทำลายมะเร็งตับ

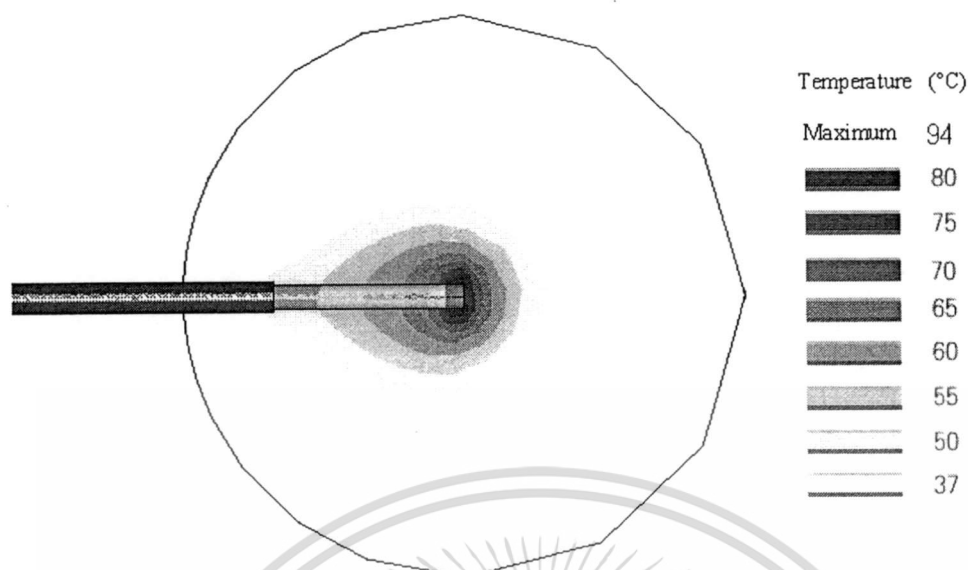
Time(s)	ปริมาณ ของแผล(cm <sup>3</sup> )	ปริมาณ		เนื้อเยื่อของตับที่ถูกทำลายเทียบกับ	
		ของ มะเร็ง (cm <sup>3</sup> )	ปริมาณทั้งหมด ของระบบ(cm <sup>3</sup> )	เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาณทั้งหมด(%)
50	0.85	34	267.48	2.5	0.32
100	2.61	34	267.48	7.68	0.98
200	9.12	34	267.48	26.82	3.41
300	16.23	34	267.48	47.73	5.98

จากตารางที่ 4.1 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM ในการทำลายมะเร็งตับ ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับ ปริมาณของมะเร็งตับที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับเวลา 50 วินาที ปริมาณของมะเร็งที่ถูกทำลายแค่ 0.85 ลูกบาศก์เซนติเมตร และเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาณของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 16.23 ลูกบาศก์เซนติเมตร

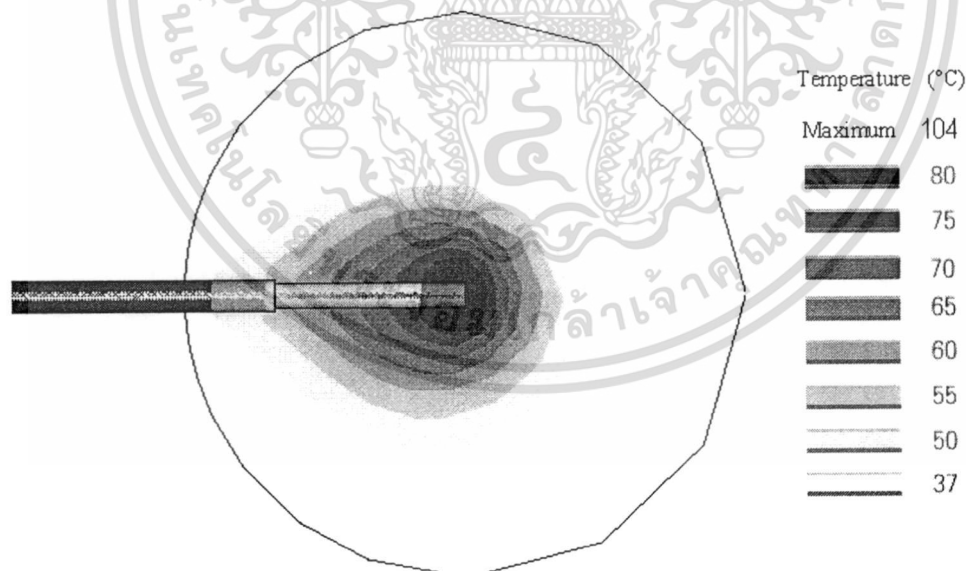
#### 4.2.3.2 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งตับของสายอากาศแบบ DTM



รูปที่ 4.11 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM หลังจากส่งเอกสารนี้เป็นเอกสารคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 วินาทีศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

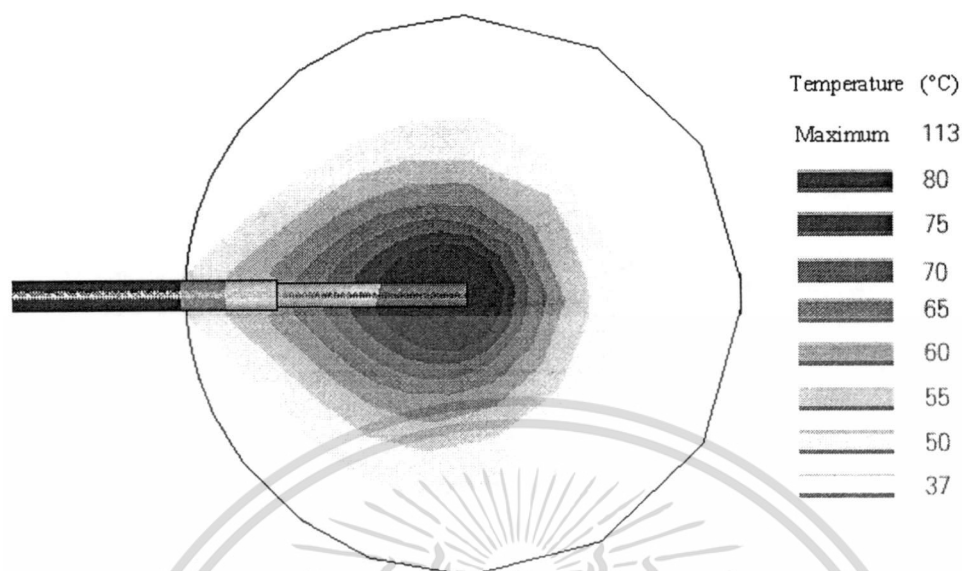


รูปที่ 4.12 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *DTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 100 วินาที



รูปที่ 4.13 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *DTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 200 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.14 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตัดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *DTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.11-4.14 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตัดที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที ตามลำดับ ผ่านสายอากาศแบบ *OTM* ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งดับเป็นเวลา 50 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อตัดที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่า 82 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งต่อระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตัดที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้น เมื่อเวลาผ่านไป 100 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งดับก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 94 องศาเซลเซียส ต่อมาหลังส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 200 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 104 องศาเซลเซียส และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 113 องศาเซลเซียส

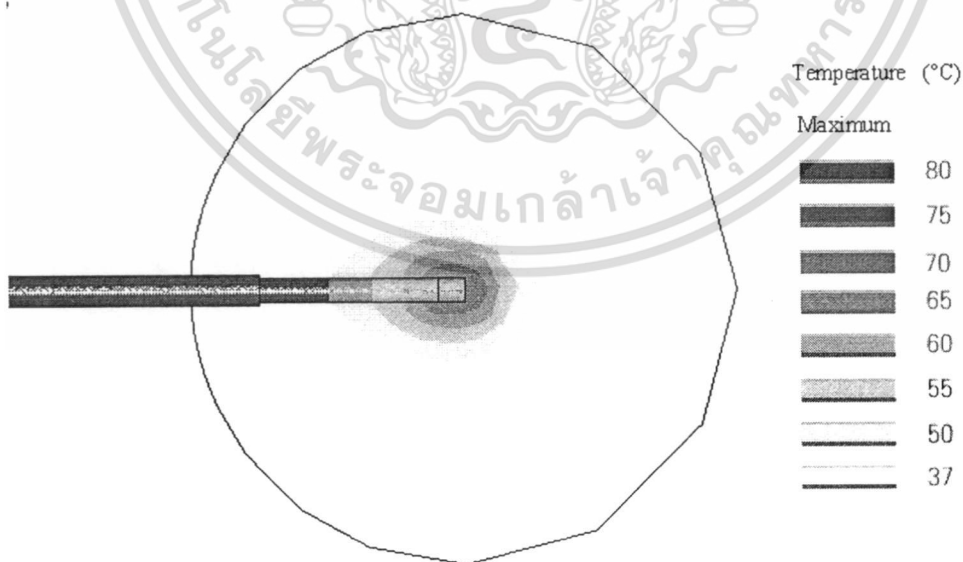
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *DTM* ทำลายมะเร็งตับ

Time(s)	ปริมาตร		ปริมาตรทั้งหมด ของระบบ( $\text{cm}^3$ )	เนื้อเยื่อของตับที่ถูกทำลายเทียบกับ	
	ปริมาตร ของแผล( $\text{cm}^3$ )	ของ มะเร็ง		เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
50	0.46	34	267.45	1.35	0.17
100	1.73	34	267.45	5.09	0.65
200	6.80	34	267.45	20.0	2.54
300	13.00	34	267.45	38.24	4.86

จากตารางที่ 4.2 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *DTM* ในการทำลายมะเร็งตับ ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับ ปริมาตรของมะเร็งตับที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับเวลา 50 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายเพียงแค่ 0.46 ลูกบาศก์เซนติเมตร เท่านั้น แต่เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 13.00 ลูกบาศก์เซนติเมตร

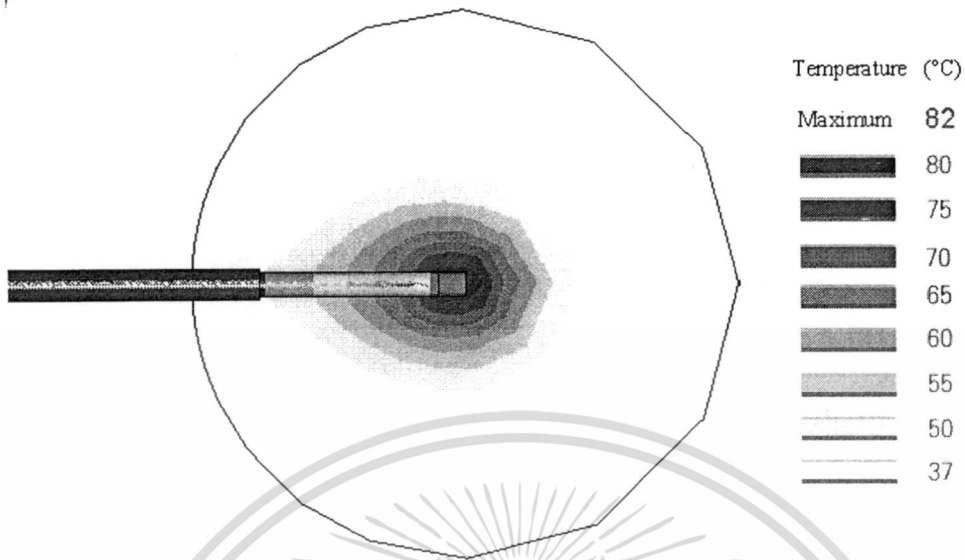
#### 4.2.3.3 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งตับของสายอากาศแบบ *MTM*



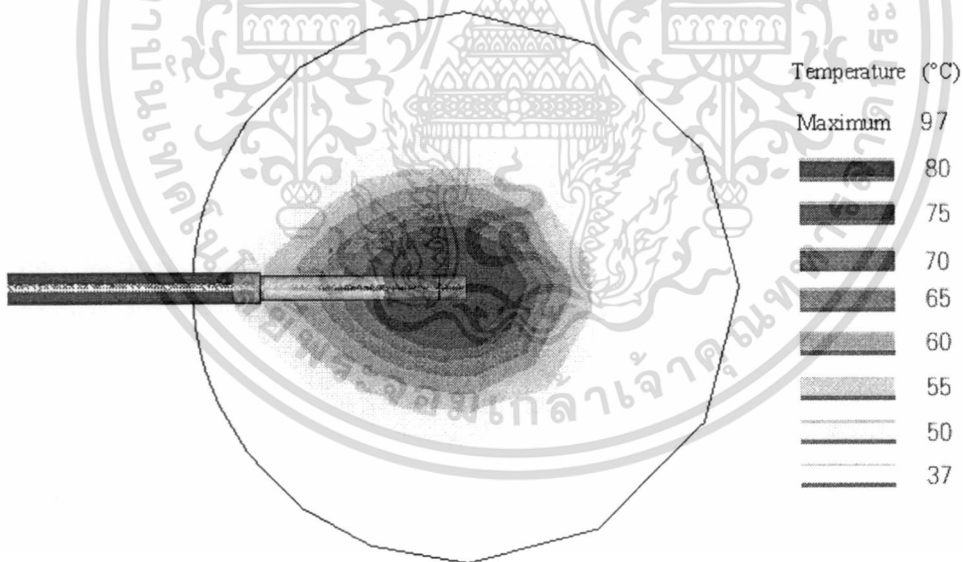
รูปที่ 4.15 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* หลังจาก

ส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

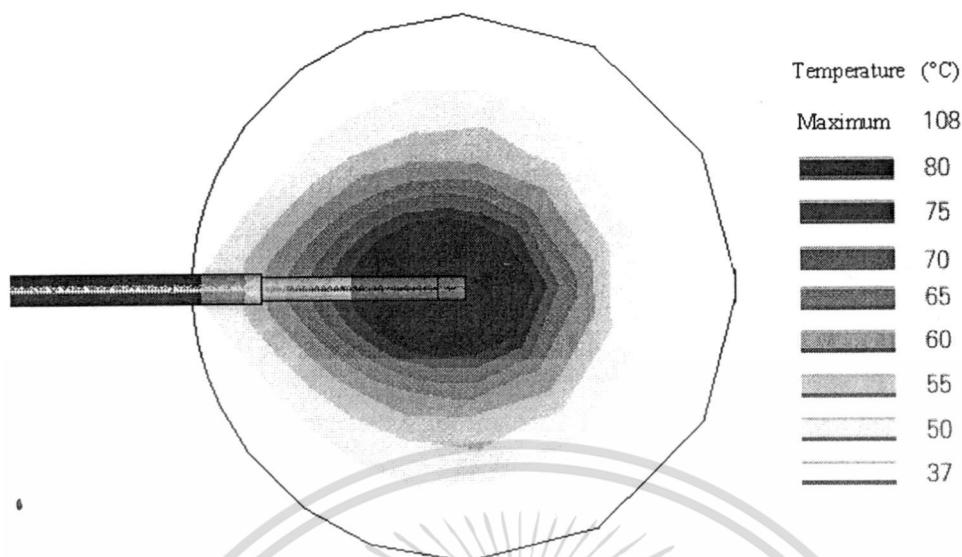


รูปที่ 4.16 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็ิงของสายอากาศแบบ *MTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 100 วินาที



รูปที่ 4.17 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็ิงของสายอากาศแบบ *MTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 200 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.18 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.15-4.18 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที ตามลำดับ ผ่านสายอากาศแบบ *MTM* ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งระดับเป็นเวลา 50 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่า 80 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งต่อ ระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้น เมื่อเวลาผ่านไป 100 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งตับก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 82 องศาเซลเซียส ซึ่งระดับอุณหภูมิที่เพิ่มสูงขึ้นมีค่าก่อนขึ้นน้อย ต่อมาหลังส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 200 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 97 องศาเซลเซียส และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 108 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 4.3 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *MTM* ทำลายมะเร็งตับ

Time(s)	ปริมาณ		ปริมาณทั้งหมด ของระบบ(cm <sup>3</sup> )	เนื้อเยื่อของตับที่ถูกทำลายเทียบกับ	
	ปริมาณ ของแผล(cm <sup>3</sup> )	ของ มะเร็ง		เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาณทั้งหมด(%)
50	0.76	34	267.47	2.24	0.28
100	2.69	34	267.47	7.91	1.01
200	8.88	34	267.47	26.12	3.32
300	17.00	34	267.47	50.00	6.36

จากตารางที่ 4.3 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *MTM* ในการทำลายมะเร็งตับ ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับ ปริมาณของมะเร็งตับที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับเวลา 50 วินาที ปริมาณของมะเร็งที่ถูกทำลายเพียงแค่ 0.76 ลูกบาศก์เซนติเมตร เท่านั้น แต่เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาณของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 17 ลูกบาศก์เซนติเมตร

ตารางที่ 4.4 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *OTM DTM* และ *MTM* เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที

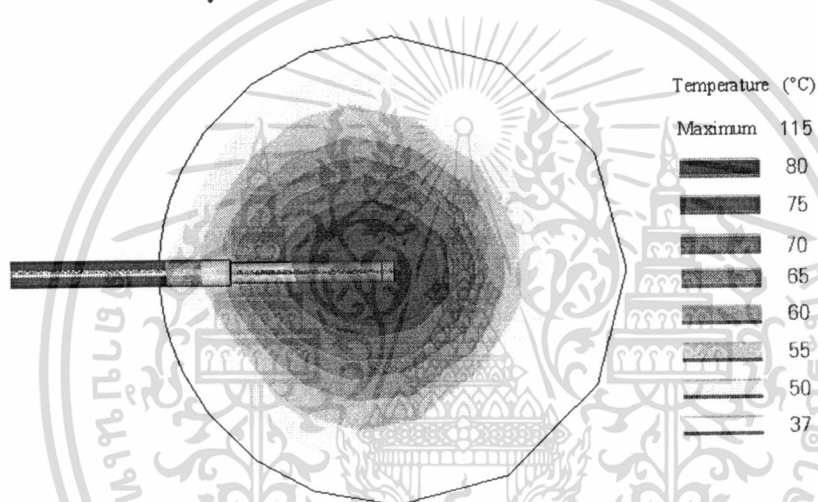
Type	ปริมาณ		ปริมาณทั้งหมด ของระบบ(cm <sup>3</sup> )	เนื้อเยื่อของตับที่ถูกทำลายเทียบกับ	
	ปริมาณ ของแผล(cm <sup>3</sup> )	ของ มะเร็ง		เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาณทั้งหมด(%)
<i>OTM</i>	16.23	34	267.48	47.73	5.98
<i>DTM</i>	13.00	34	267.45	38.24	4.86
<i>MTM</i>	17.00	34	267.47	50.00	6.36

จากตารางที่ 4.4 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *OTM DTM* และ *MTM* เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที จะเห็นว่า สายอากาศแบบ *MTM* สามารถทำลายมะเร็งตับได้เป็นปริมาณที่มากที่สุดโดยสามารถทำลายมะเร็งตับได้ 17 ลูกบาศก์เซนติเมตร รองลงมาคือสายอากาศแบบ *OTM* สามารถทำลายมะเร็งตับได้ 16.23 ลูกบาศก์เซนติเมตร และสายอากาศแบบ *DTM* สามารถทำลายมะเร็งตับได้น้อยที่สุด คือ 13 ลูกบาศก์เซนติเมตร

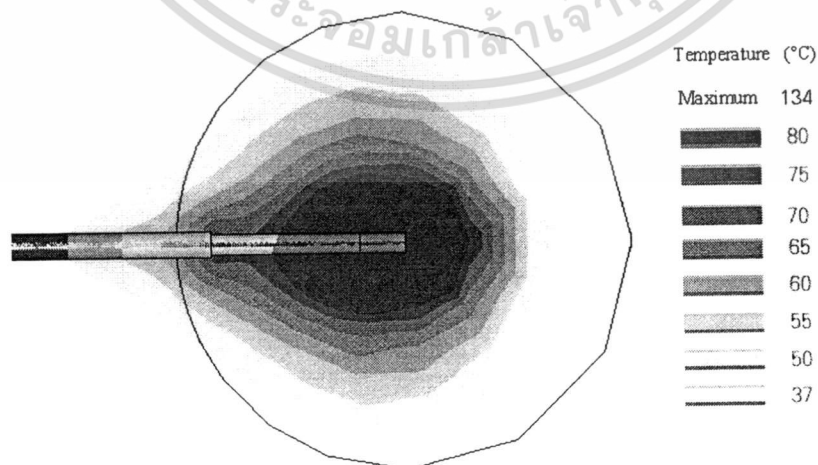
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.3 ข้อคิดเห็นเพิ่มเติมของสายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ (MTM)

สองพารามิเตอร์ที่สำคัญของสายอากาศ คือ ความยาวในการเปิดโคเล็กตริก ( $l$ ) และความยาวของโลหะที่ปลายของสายอากาศ ( $m$ ) จะสังเกตเห็นว่าเมื่อพารามิเตอร์ตัวใดตัวหนึ่งมีการเปลี่ยนแปลงก็จะส่งผลกระทบต่อการกระจายตัวของ สนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า และเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ก็จะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงต่อการกระจายตัวของ ความร้อนด้วย สำหรับในงานวิจัยนี้ได้มีการจำลองเพิ่มเติมเกี่ยวกับสายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ โดยทำการเปลี่ยนขนาดความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศให้มีขนาด 1 มิลลิเมตร และ 4 มิลลิเมตร ซึ่งการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้น เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งระดับ เป็นเวลา 300 วินาที แสดงดังในรูปที่ 4.19 และ 4.20 ตามลำดับ



รูปที่ 4.19 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ MTM ที่มีขนาด ความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศ 1 มิลลิเมตร



รูปที่ 4.20 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ MTM ที่มีขนาด ความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศ 4 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์เพื่อการวิจัยเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.18, 4.19 และ 4.20 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตบที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที ผ่านสายอากาศแบบ *MTM* ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าเมื่อมีการเปลี่ยนขนาดความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศ จะส่งผลให้เกิดการระดับอุณหภูมิ และขนาดของมะเร็งตบที่ถูกทำลายมีการเปลี่ยนแปลง ระดับความร้อนที่เกิดขึ้นสูงสุดจะยังเกิดขึ้นที่ปลายสายอากาศเหมือนกัน

ตารางที่ 4.5 แสดงปริมาณของรอยแผลที่เกิดจากสายอากาศแบบ *MTM* เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที

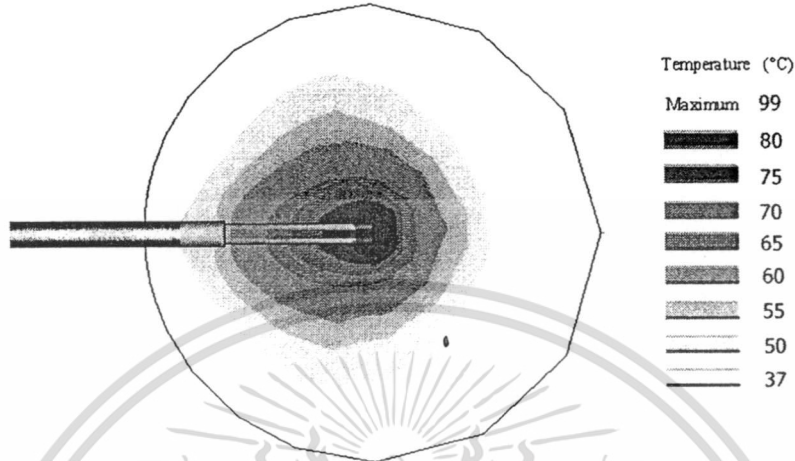
ขนาด Metal	ปริมาณ		ปริมาณทั้งหมดของระบบ( $\text{cm}^3$ )	เนื้อเยื่อของตบที่ถูกทำลายเทียบกับ	
	ปริมาณของแผล( $\text{cm}^3$ )	ของมะเร็ง( $\text{cm}^3$ )		เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาณทั้งหมด(%)
1	18.67	34	268.13	54.91	6.96
2	17.34	34	267.54	51.00	6.48
4	23.86	34	268.13	70.18	8.90

จากตารางที่ 4.5 แสดงปริมาณของรอยแผลที่เกิดจากสายอากาศแบบ *MTM* ที่มีการเปลี่ยนแปลงขนาดความหนาของโลหะ และพิจารณาจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที สำหรับการทำลายมะเร็งตบ ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตบแล้ว ปริมาณของมะเร็งตบที่ถูกทำลายจะมีการเปลี่ยนแปลงตามขนาดความหนาของโลหะ จากตารางจะเห็นว่าเมื่อขนาดความหนาของโลหะมีค่า 1 มิลลิเมตร ปริมาณของมะเร็งตบที่ถูกทำลายมีค่า 18.67 ลูกบาศก์เซนติเมตร เมื่อเพิ่มความหนาของไดอิเล็กทริกเป็น 2 มิลลิเมตร ปริมาณของมะเร็งตบที่ถูกทำลายได้จะมีค่า 17.34 ลูกบาศก์เซนติเมตร และเมื่อเพิ่มความหนาของโลหะเป็น 4 มิลลิเมตร จะส่งผลให้ปริมาณของมะเร็งตบที่ถูกทำลายมีค่าสูงที่สุดคือ 23.86 ลูกบาศก์เซนติเมตร

#### 4.4 การจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิ

การจำลองที่ผ่านมาตั้งแต่หัวข้อ 4.1-4.3 จะเป็นการจำลองโดยไม่มีการควบคุมระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งตบ ซึ่งจะเห็นว่าระดับอุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดจะเกิน  $100\text{ }^{\circ}\text{C}$  ในทางปฏิบัติไม่สามารถเป็นจริงได้เพราะเมื่ออุณหภูมิในมะเร็งตบมีค่าสูงกว่า  $100\text{ }^{\circ}\text{C}$  จะส่งผลให้มะเร็งตบเกิดการไหม้ และมีค่าความต้านทานสูง ขนาดของแผลหรือมะเร็งตบที่ถูกทำลายจะลดลงเพราะกระแสไม่สามารถไหลผ่านมะเร็งตบที่ไหม้หรือมีความต้านทานสูงได้ ดังนั้นคณะผู้วิจัยได้ควบคุม

ระดับอุณหภูมิในแบบจำลองให้อยู่ระหว่าง  $90^{\circ}\text{C}$ - $99^{\circ}\text{C}$  ซึ่งรูปแบบการกระจายของอุณหภูมิ และขนาดของแผล หรือมะเร็งที่ถูกทำลายแสดงดังในรูปที่ 4.21-4.23

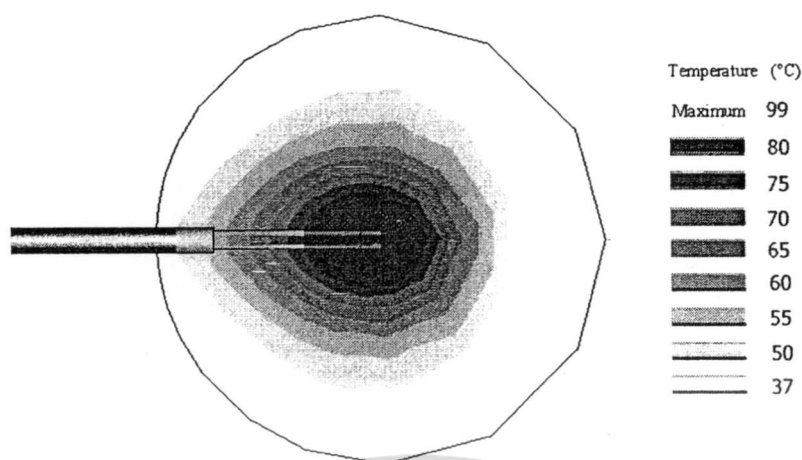


รูปที่ 4.21 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM โดยมีการควบคุมระดับอุณหภูมิ



รูปที่ 4.22 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM โดยมีการควบคุมระดับอุณหภูมิ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.23 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* โดยมีการควบคุมระดับอุณหภูมิ

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.21, 4.22 และ 4.23 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็ง โดยมีการควบคุมระดับอุณหภูมิสูงสุดที่  $99^{\circ}\text{C}$  ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าขนาดของแผล หรือมะเร็งที่โดนทำลาย จะมีขนาดเล็กกว่าการจำลองแบบไม่ควบคุมอุณหภูมิ ดังแสดงในตารางที่ 4.6

ตารางที่ 4.6 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *OTM*, *DTM* และ *MTM* โดยการจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิ

Type	ปริมาณ				
	ปริมาณของแผล( $\text{cm}^3$ )	ปริมาณของมะเร็ง	ปริมาณทั้งหมดของระบบ( $\text{cm}^3$ )	เนื้อเยื่อของค้ำที่ถูกทำลายเทียบกับเซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาณทั้งหมด(%)
OTM	8.78	34	267.48	25.82	3.29
DTM	7.57	34	267.45	22.26	2.84
MTM	11.74	34	267.47	34.52	4.40

#### 4.5 วิเคราะห์ผลการทดลอง

จากการพล็อตค่าสนามแม่เหล็ก โดยใช้พื้นฐานในการประมาณค่า กำหนดให้สนามแม่เหล็กรอบๆ สายอากาศมีค่า  $H_{\phi} = I(z)/2\pi r$  เมื่อ  $I(z)$  คือ กระแสไฟฟ้าที่ไหลภายในสายอากาศ ดังนั้นการกระจายของ  $H_{\phi}$  ที่แกน  $z$  จึงเป็นการบอกถึงการกระจายของกระแสไฟฟ้าที่สายอากาศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สายอากาศแบบ *DTM* จะมีกระแสไฟฟ้าที่บริเวณปลายเป็นศูนย์ ซึ่งตรงกับทฤษฎีของ King [16] ซึ่งจะแสดงตัวในการป้องกันกระแสไฟฟ้าของสายอากาศชนิดนี้ สายโคแอกเชียล จะมีการสูญเสียที่ปลายสายหากมีการเปิดปลายสาย โดย King อธิบายเพิ่มเติมว่าเหมือนกับสายส่งสำหรับ *OTM* และ *MTM* นั้น กระแสไฟฟ้าบริเวณปลายสายอากาศจะต่างกันไป ไม่ควรเป็นศูนย์ เพราะตัวนำสายอากาศนั้นสัมผัสกับตัวกลางที่อาจเกิดการสูญเสีย ผลที่ได้จากการจำลองสายอากาศแบบ *OTM* และ *MTM* หากพิจารณาถึงความแตกต่างในการกระจายกระแสไฟฟ้าของทั้งสองแบบ สำหรับ *OTM* จำนวนกระแสไฟฟ้าจะมีค่าคงที่ และค่อย ๆ ลดลงที่บริเวณปลายของสายอากาศ สำหรับ *MTM* จำนวนกระแสไฟฟ้าจะมีการเปลี่ยนแปลงตามคุณลักษณะของคลื่น ที่บริเวณซึ่งเป็นรอยต่อของโลหะ กับสายอากาศกระแสไฟฟ้ารวมภายในตัวนำ ควรจะเหมือนกับกระแสไฟฟ้าที่ไหลบริเวณผิวหน้า ที่ปลายของโลหะ ซึ่งกระแสไฟฟ้าจะลดลงอย่างรวดเร็ว เพราะจะมีการกระจาย หรือแพร่ออกไปรอบ ๆ ตัวกลาง

การกระจายตัวของสนามไฟฟ้าสำหรับสายอากาศ ทั้ง 3 แบบ ควรจะมีรูปแบบการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าที่ปลายสายอากาศเหมือนกับการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก จากการพิจารณาผลลัพธ์ที่ได้จากรูปที่ 4.4 และ 4.6 สำหรับสายอากาศแบบ *OTM*, *MTM* มีการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าที่ปลายสายอากาศ เหมือนกับการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก แต่สำหรับสายอากาศแบบ *DTM* (รูปที่ 4.5) การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า กับสนามแม่เหล็กที่ปลายสายอากาศไม่เหมือนกัน คือ สนามแม่เหล็กจะไม่มีการกระจายที่ปลายสายอากาศ แต่สนามไฟฟ้ามีการกระจายที่ปลายสายอากาศ ทั้งนี้เมื่อเราพิจารณาถึงคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกซึ่งก็คือวัสดุที่นำไฟฟ้าได้น้อยมาก หรือแทบจะไม่นำไฟฟ้าเลย ดังนั้นในความเป็นจริงสายอากาศแบบ *DTM* ที่มีฉนวนปิดที่ปลายสายอากาศอย่างสมบูรณ์ ก็ไม่ควรจะมีการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ปลายสายอากาศ แต่จากผลลัพธ์ที่ได้จากการจำลองจะเห็นว่า มีสนามไฟฟ้ากระจายออกมาที่ปลายสายอากาศ ซึ่งสนามไฟฟ้าที่ปลายสายอากาศแบบ *DTM* เกิดการกระจายมาจากสนามไฟฟ้าที่อยู่ รอบ ๆ สายอากาศนั่นเอง ดังนั้นจากผลของสนามไฟฟ้าในรูปที่ 4.5 จึงเหมือนกับมีสนามไฟฟ้าเกิดผ่านไดอิเล็กตริกได้

สำหรับการกระจายตัวของอุณหภูมินั้นจะสังเกตเห็นว่า มีรูปแบบการกระจายตัวคล้ายกับการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และพลังงานไฟฟ้า ถ้าพิจารณาจาก สมการ  $SAR = \frac{1}{\rho} J \cdot E = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2$  จะเห็นว่าสนามไฟฟ้า และพลังงานไฟฟ้า เป็นตัวแปรที่สำคัญ ที่จะบ่งบอกถึงรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ แต่สนามไฟฟ้าก็ไม่สามารถบ่งบอกถึงขนาดของแผล และระดับสูงสุดของอุณหภูมิที่เกิดขึ้น ในเนื้อเยื่อได้ ทั้งนี้เพราะว่ายังมีตัวแปรอื่นที่เกี่ยวข้องในการแปลงจากสมการทางแม่เหล็กไฟฟ้า ไปเป็นสมการความร้อนที่เกิดขึ้น ในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง

## บทที่ 5

### สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลงานวิจัย

สำหรับงานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ โดยส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศโมนโพล แบบปลายเปิด (*OTM*) แบบปลายเป็นไดโอดีเลกทริก (*DTM*) และ แบบปลายเป็นโลหะ (*MTM*) ซึ่งสายอากาศจะช่วยในการกระจายคลื่นไมโครเวฟในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งในการวิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับนั้น จะต้องทำการวิเคราะห์ หรือแก้ปัญหา 2 ด้าน คือ ปัญหาด้านแม่เหล็กไฟฟ้า และปัญหาด้านความร้อน การแก้ปัญหาด้านแม่เหล็กไฟฟ้าได้ทำการวิเคราะห์ การกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก และการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และพลังงานไฟฟ้าซึ่งในการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์เหล่านี้ เนื่องจาก เมื่อคลื่นอันประกอบด้วยสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้ามีการแพร่กระจายไปในเนื้อเยื่อตับ ก็จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อ เพราะเนื้อเยื่อมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งพลังงานที่สูญเสียไปในเนื้อเยื่อนี้จะกลายเป็นความร้อน การแก้ปัญหาด้านความร้อนทำได้โดยการนำค่า สนามไฟฟ้า หรือพลังงานไฟฟ้า มาใช้ในสมการความร้อน โดยได้ทำการจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่เนื้อเยื่อตับเป็นเวลา 50 100,200 และ 300 วินาที

จากการจำลองการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กของสายอากาศแบบ *OTM*, *DTM* และ *MTM* จะมีการกระจายตัวที่คล้าย ๆ กัน แต่จะแตกต่างกันที่ปลายสายอากาศ โดยสายอากาศแบบ *MTM* จะมีการกระจายที่ปลายสายอากาศอย่างต่อเนื่องจากปลายสายอากาศ ส่วนสายอากาศแบบ *OTM* จะมีการกระจายของสนามแม่เหล็กที่ปลายน้อย และสายอากาศแบบ *DTM* จะไม่มีการกระจายของสนามแม่เหล็กที่ปลายเลย ถ้าพิจารณาการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กที่ด้ามจับ (*Shaft*) สายอากาศแบบ *DTM* จะมีการกระจายที่ด้ามจับมากที่สุด สายอากาศแบบ *MTM* มีการกระจายตัวที่ด้ามจับน้อยที่สุด สำหรับการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบ *OTM*, *DTM* และ *MTM* จะมีลักษณะการกระจายตัวที่คล้าย ๆ กัน โดยมีสนามไฟฟ้าเข้มที่ปลายสายอากาศ ถ้าพิจารณาถึงการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าที่ด้ามจับ จะเห็นว่าสายอากาศแบบ *DTM* มีการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ด้ามจับมากที่สุด แต่สายอากาศแบบ *MTM* มีการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ท่อน้อยที่สุด

การกระจายความร้อนของสายอากาศแบบ *OTM*, *DTM* และ *MTM* จะมีลักษณะการกระจายความร้อนที่คล้าย ๆ กัน โดยสายอากาศแบบ *OTM* จะมีการกระจายความร้อนที่แผ่กว้างที่สุดแต่ไม่มีความสมมาตรในการกระจายความร้อน และมีค่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับสูงที่สุด สายอากาศแบบ *MTM* มีค่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อมะเร็งต่ำที่สุด แต่มีการกระจายตัวออกไปในลักษณะ

สมมาตร เมื่อพิจารณาจากปริมาตรที่สามารถทำลายมะเร็งได้ สายอากาศแบบ *MTM* สามารถทำลายมะเร็งได้มากที่สุด และสายอากาศแบบ *DTM* ทำลายมะเร็งได้น้อยที่สุด

การจำลองแบบควบคุมระดับอุณหภูมิในแบบจำลองให้อยู่ระหว่าง  $90^{\circ}\text{C}$ - $99^{\circ}\text{C}$  ซึ่งรูปแบบการกระจายของอุณหภูมิจะมีลักษณะเหมือนกับแบบที่ไม่มีควบคุมแต่จะมีผลต่อขนาดของแผลหรือมะเร็งที่โดนทำลาย โดยการจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิจะมีขนาดของแผล หรือมะเร็งที่โดนทำลาย ขนาดเล็กกว่าการจำลองแบบไม่ควบคุมอุณหภูมิ

จากผลการทดลองการจะเห็นว่า การเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะของสายอากาศ ไม่ว่าจะเป็นการเปลี่ยนแปลงขนาดของโลหะที่ปลายสายอากาศ จะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้า ซึ่งทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในการกระจายตัวของอุณหภูมิด้วย ดังนั้น เราจึงสามารถควบคุมขนาด และตำแหน่งของแผลที่จะเกิดขึ้นได้ โดยการเปลี่ยนแปลงรูปแบบของสายอากาศ การออกแบบสายอากาศให้มีลักษณะที่แตกต่างกัน จึงเป็นประโยชน์สำหรับเป็นตัวเลือกในการเลือกใช้สายอากาศหรือ โพรบให้เหมาะสมกับลักษณะ หรือขนาดของเซลล์มะเร็งที่ต้องการทำลาย นอกจากนี้เวลาที่ใช้ในการส่งคลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายมะเร็งได้ก็เป็นตัวแปรที่สำคัญในการกำหนดปริมาณของมะเร็งดับที่ถูกทำลาย

## 5.2 ข้อเสนอแนะเพื่องานวิจัยในอนาคต

จากการจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ที่ผ่านมา ได้พิจารณาและวิเคราะห์ในส่วนสำคัญ แล้วนั้นคือ การกระจายความร้อนของสายอากาศแต่ละแบบ ซึ่งสายอากาศแต่ละแบบก็มีการกระจายความร้อนที่แตกต่างกัน ดังนั้น สิ่งที่จะดำเนินการต่อไป คือ พิจารณาสายอากาศแบบอื่นหรือพิจารณาถึงลักษณะการวางสายอากาศที่แตกต่างออกไป เช่น การวางสายอากาศแบบอาร์ช

## เอกสารอ้างอิง

- [1] High frequency induced thermotherapy (HiTT) ELEKTROTOMHiTT106  
<http://www.BERCHTOLD.de>
- [2] D. Haemmerich, S.T. Sraelin, S. Tungjitkusolmun, F.T. Lee, Jr., D.M. Mahvi, and J.G. Webster, "Hepatic bipolar radio-frequency ablation between separated multiprong electrodes," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 48, pp. 1145-52, 2001.
- [3] A.S. Wright, F.T. Lee, Jr., and D.M. Mahvi, "Hepatic microwave ablation with multiple antennas results in synergistically larger zones of coagulation necrosis," *Ann Surg Oncol*, Vol. 10, pp. 275-283, 2003
- [4] J. D. Kraus, D. A. Flesch, "Electromagnetics with applications," 5th Edition, McGraw-Hill Company, pp. 389-419, 1999.
- [5] A.W. Guy., "History of Biological Effects and Medical Application of Microwave Energy," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. MTT-32, No.9, September 1984. pp. 1182-1199.
- [6] G.M. Hahn., "Hyperthermia for the Engineer: A Short Biological Primer." *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. BME-31, No.1, January 1984, pp.3-8.
- [7] J.P. McGahan, J.M. Brock, H. Tesluk, W.-Z. Gu, P. Schneider, and P.D. Browning, "Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model." *J. Vasc. Inter. Radiol.*, vol.3, 1992. pp.291-297
- [8] M.G. Skinner, M.N. Iizuka, M.C. Kolios, and M.D. Sherar, "A theoretical comparison of energy sources – microwave, ultrasound and laser – for interstitial thermal therapy," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 43, pp. 3535-3547, 1998.
- [9] H.H. Pennes. "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperature in Resting Forearm." *Journal of Applied Physiology*, vol. 1, 1948. pp.93-122

- [10] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 48, Issue:11, Nov. 2000 pp.1800 – 1806
- [11] S. Labonte, A. Blais, S.R Legault, H.O Ali, L Roy, "Monopole antennas for microwave catheter ablation," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol. 44, pp. 1832–1840, 1996.
- [12] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol. 48, no. 11, pp.1800–1806, 2000.
- [13] Federal communications commission, Tissue Dielectric Properties [www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh](http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh)
- [14] S. Tungjitkusolmun, S.T. Staelin, D. Haemmerich, Jang-Zern Tsai; Hong Cao; J.G. Webster, F.T. Lee, Jr, D.M. Mahvi, V.R. Vorperian, "Three-Dimensional Finite-Element Analyses for Radio-Frequency Hepatic Tumor Ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng*, vol.49, no.1, pp.3-9, Jan. 2002.
- [15] D. Haemmerich, S T Staelin, J Z Tsai, S Tungjitkusolmun, D M Mahvi, and J G Webster, "In vivo electrical conductivity of hepatic tumours," Institute of Physics Publishing, *Physiol. eas*.24 (2003) pp.251-260
- [16] R. W. P. King, B. S. Trembly, and J. W. Strohbehn, "The Electromagnetic field of an insulated antenna in conducting or dielectric medium." *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol. 31, no. 7, pp. 574–583, 1983.